



KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ  
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MOD KAVİTE RESTORASYONUNDA  
FARKLI MATERYAL VE TEKNİKLERİNİN ETKİLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

**Diş Hek. ŞEMSİ ALP**

**DOKTORA TEZİ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. NURAN ULUSOY**

**2021-LEFKOŞA**

## TEZ ONAYI

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nuran Ulusoy

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Prof. Dr. Nuran Ulusoy

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Hikmet Solak

Doğu Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Esra Cengiz Yanardağ

Mersin Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Özgür Irmak

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. İzgen Karakaya

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

## ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. Hüsnü Can BASER  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

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

Dt. Şemsi ALP

İmza

## TEŞEKKÜR

Engin bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan, desteğini ve hoşgörüsünü hiçbir zaman benden esirgemeyen, her yönüyle kendime örnek aldığım ve alacağım değerli danışman hocam Sayın **Prof. Dr. Nuran ULUSOY**'a,

Bizlere eğitim ve meslek hayatımız boyunca daima en ileriye gitmemiz için destek olan, yol gösteren değerli dekanımız Sayın **Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy**'a,

Değerli fikir ve bilgilerini daima benimle paylaşan ve yol gösteren Sayın **Doç. Dr. Özgür Irmak**'a,

Doktora eğitimimin yanı sıra tez çalışmamda da önemli katkıları ve desteği bulunan değerli çalışma arkadaşım **Yrd. Doç. Dr. Laden GÜLEÇ ALAGÖZ**'e,

Tez çalışmam sırasında bana her zaman destek vererek yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen **Yrd. Doç. Dr. İzgen KARAKAYA** başta olmak üzere tüm **çalışma arkadaşlarıma**,

Hayallerimi gerçekleştirmem ve hedeflerime ulaşmam için daima en büyük destekçim olan, sevgiyle yanımda duran ve bugün bulunduğum yerde durabildiğim için onlara teşekkürü borç bildiğim hayat ışığım canım annem **Dilek ALP**'e ve rol modelim canım babam **Gülhan ALP**'e,

Hayatımın her anında bana desteğini esirgemeyen, bu mesleği seçmemde ve ilerlememde yol gösteren sevgili ablam ve meslektaşım değerli **Dr. Dt. Fatoş ALP**'e,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

## İçindekiler

	Sayfa
<b>ŞEKİLLER</b>	vi
<b>TABLolar</b>	x
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b>	xi
<b>ÖZET</b>	1
<b>ABSTRACT</b>	2
1. GİRİŞ	3
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Çürük Tanımı	6
2.2. Çürüklü Dişlerin Restorasyonunda Tedavi Planlaması	7
2.3. Çürüklü Dişlerin Restorasyon Seçenekleri	8
2.4. Restoratif Dental Materyaller	9
2.4.1. Amalgam	9
2.4.2. Cam İyonomer Siman	10
2.4.3. Cam Karbomer	10
2.4.4. Kompozit	11
2.4.5. Dental Seramikler	12
2.5. Stres Analiz Yöntemleri	13
2.5.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	13
2.5.2. Gerinim Ölçer ( <i>Strain Gauge</i> ) Stres Analizi Yöntemi	13
2.5.3. Kırılgan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	14
2.5.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analizi	14
2.5.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi	14
2.5.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi	14

2.5.7.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Yöntemi	15
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1.	Geometrik Modellerin Oluşturulması	24
3.1.1.	Mandibulanın Modellenmesi	24
3.1.2.	Mandibuler Birinci Molar Dişin Modellenmesi	24
3.1.3.	Mandibuler Birinci Molar Dişte MOD Kavitesinin Hazırlanması	25
3.1.4.	Restorasyonların Modellenmesi	25
3.2.	Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları	28
3.3.	Sonuçların Yorumlanması	28
4.	BULGULAR	30
4.1.	Mine Dokusunda Oluşan Stres Bulguları	30
4.1.1.	Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	30
4.1.2.	Bukkal Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	30
4.1.3.	Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	33
4.1.4.	Bukkal Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	33
4.1.5.	Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	35
4.1.6.	Bukkal Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	36
4.1.7.	Lingual Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	39
4.1.8.	Lingual Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	40
4.1.9.	Lingual Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	42
4.2.	Dentin Dokusunda Oluşan Stres Bulguları	45

4.2.1.	Dentin Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	45
4.2.2.	Dentin Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	48
4.2.3.	Dentin Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	51
4.3.	Adeziv Materyalinde Oluşan Stres Bulguları	54
4.3.1.	Adeziv Materyalinde Oluşan von Mises Stres Bulguları	54
4.3.2.	Adeziv Materyalinde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	56
4.3.3.	Adeziv Materyalinde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	59
4.4.	Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Stres Bulguları	61
4.4.1.	Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan von Mises Stres Bulguları	61
4.4.2.	Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	62
4.4.3.	Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	63
4.5.	Restoratif Materyalde Oluşan Stres Bulguları	64
4.5.1.	Restoratif Materyalde Oluşan von Mises Stres Bulguları	64
4.5.2.	Restoratif Materyalde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	66
4.5.3.	Restoratif Materyalde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	68
5.	TARTIŞMA	70
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	79
7.	KAYNAKLAR	80
8.	EKLER	92
9.	ÖZGEÇMİŞ	93

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri	18
3.1. SmartOptics 3D tarayıcısı	21
3.2. Sağlıklı alt birinci molar diş ve çevre dokular modellemesi	25
3.3. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri	27
3.4. Oklüzal yükleme	28
4.1. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri	30
4.2. MOD modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	31
4.3. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen kavite modeli	32
4.4. Bukkal mine dokusunda oluşan en yüksek von Mises streslerinin modeller arası ilişkisi	32
4.5. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri	33
4.6. Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri	34
4.7. İndirekt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri	34
4.8. Bukkal mine dokusunda oluşan maksimum asal streslerin modeller arası ilişkisi	35
4.9. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	36
4.10. Direkt uygulanan restoratif materyallerin modelde oluşturduğu minimum asal stres dağılımı	37
4.11. İki CAD/CAM materyalinin modelde oluşturduğu minimum asal stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri	38
4.12. Bukkal mine dokusunda oluşan minimum asal streslerin modeller arası ilişkisi	38
4.13. Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerle restore edilen kavite modelinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	39
4.14. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	40
4.15. Lingual mine dokusunda oluşan von Mises stres değerlerinin modeller arası ilişkisi	40
4.16. Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	41



4.17.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	42
4.18.	Lingual mine dokusunda oluşan maksimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi	42
4.19.	Dört farklı direkt olarak uygulanan restorasyonda modelde oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	43
4.20.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	44
4.21.	Lingual mine dokusunda oluşan minimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi	44
4.22.	Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri	45
4.23.	Direkt uygulanan restoratif materyallerin modelde oluşturduğu von Mises stres dağılımları ve değerleri	46
4.24.	CAD/CAM materyalleri arasındaki stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri	47
4.25.	Dentin dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	47
4.26.	Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri	48
4.27.	Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	49
4.28.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres değerleri ve verileri	50
4.29.	Dentin dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	50
4.30.	Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılım ve değerleri	51
4.31.	Direkt olarak uygulanan restoratif materyaller ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	52
4.32.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	53
4.33.	Dentin dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	53
4.34.	Adeziv materyallerinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	54
4.35.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	55
4.36.	Adeziv materyallerinde oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	56

4.37.	Dört farklı direkt restoratif materyal ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres yoğunlukları ve değerleri	57
4.38.	CAD/CAM materyalleri ile restore edilen modelde adeziv tabakadaki stres yoğunluğu ve değerleri	58
4.39.	Adeziv materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	58
4.40.	Dört farklı direkt olarak uygulanan restorasyon ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	59
4.41.	İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	60
4.42.	Adeziv materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	60
4.43.	Liner tabakalarında oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	61
4.44.	Liner olarak kullanılan materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi	61
4.45.	Liner tabakalarında oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	62
4.46.	Liner materyallerinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi	62
4.47.	Liner olarak kullanılan materyallerde oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımları	63
4.48.	Liner olarak kullanılan materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi	63
4.49.	Restoratif materyallerde oluşan von Mises stres değerleri ve dağılımları	64
4.50.	İki farklı CAD/CAM materyalinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	65
4.51.	Restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi	65
4.52.	Dört farklı restoratif materyalde oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımları	66
4.53.	CAD/CAM materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımları	67
4.54.	Restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi	67
4.55.	Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	68

- 4.56. CAD/CAM materyallerinde oluşan minimum asal stres dağımları ve değerleri 69
- 4.57. Restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağımları ve modeller arası ilişkisi 69

## TABLÖLAR

Tablo		Sayfa
3.1.	Çalışmada kullanılan materyal ve dokuların elastisite modülü ve Poisson oranları	22
3.2.	Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve kısaltmaları	26
3.3.	Çalışmada kullanılan materyallerin düğüm ve eleman sayıları	27

## SİMGELER VE KISALTMALAR

MOD: Mezio-oklüzal-distal

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Ag: Gümüş

Cu: Bakır

Zn: Çinko

Sn: Kalay

Hg: Civa

ASPA: alüminosilikat poliakrilik asit

Al: Alüminyum

Bis-GMA: Bisglisidil Metakrilat

TEDGMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

EGDMA: ethilenglikol dimetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

CAD/CAM: Computer aided design/computer aided manufacturing

kgf: kilogram force

N: Newton

pH: Power of Hydrogen

PSI: Pounds per square inch)

P: pascal

MPa: megapascal

$\sigma$ : Gerilme ve sıkışma stresleri (Normal stresler)

$\tau$ : Makaslama stresler

PDL: periodontal ligament

A: Amalgam

CK: Cam Karbomer

CKK: Cam Karbomer Kompozit

LU: Lava Ultimate

VE: Vita Enamic

RMCIK: Rezin Modifiye Cam İyonomer Kompozit

K: Kontrol grubu

$\mu\text{m}$ : Mikrometre

## ÖZET

**Alp, Ş. MOD Kavite Restorasyonunda Farklı Materyal Ve Tekniklerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi. Lefkoşa, 2021.**

Çürük veya kırık nedeniyle madde kaybı gösteren dişlerde daha başarılı restorasyonlar yapabilmek için; dental materyallere ve kalan canlı diş dokularına gelen kuvvetlerin etkilerinin neler olduğunun bilinmesi gereklidir. Diş dokularına uygulanan stres analizleri ile dişlerdeki ve çevre dokulardaki streslerin belirlenmesi, bu dokulardaki mekanik direncin iyileştirilebilmesi son yıllarda dikkat çekici bir başlık haline gelmiştir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri, ağız içi biyomekaniğin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olmaktadır. Nicel bir teknik olan sonlu elemanlar stres analizi , kullanılan diğer tekniklere göre çeşitli avantajları olması ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin de katkısıyla son yıllarda diş hekimliği araştırmalarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Arka grup dişlerde yapılan restorasyonların tip ve uygulanan restoratif materyallerin türü çiğneme kuvvetleri nedeniyle diş dokularında oluşan streslere karşı direnci etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı; mandibuler birinci molar dişlerde hazırlanan MOD kavitelere uygulanan farklı restorasyon, materyal ve tekniklerin diş dokuları ve restoratif materyaller üzerinde oluşturduğu stres dağılımının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

**Anahtar Kelimeler:** MOD kavite, sonlu elemanlar stres analizi, CAD/CAM, kompozit

## **ABSTRACT**

**Alp Ş. Effect of direct and indirect materials on stress distribution of MOD restorations: a 3D finite element analysis study. Near East University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Restorative Dentistry, Nicosia, 2021.**

In order to do more successful restorations at the teeth which have material loss due to decay or fracture, the effect of the forces to the dental materials and the remaining dental tissues should be known. With the stress analysis applied to the dental tissues determining the stresses on the teeth and surrounding tissues and improving the mechanical resistance in these tissues has become a remarkable topic in recent years. Finite element stress analysis methods help to understand intraoral biomechanics better. Due to its various advantages in comparison with other techniques and due to the contribution of developments in computer technology, finite element stress analysis which is a quantitative technique, has been widely used in dentistry research in recent years. The type of restorations made in the posterior group and the type of restorative materials applied affect the resistance to the stresses in the dental tissues due to the chewing forces. The aim of this study is; the comparative analysis of the stress distribution created by different restorations, materials and techniques applied to the MOD cavities prepared in the mandibular first molar teeth on the dental tissues and restorative materials by using the 3D finite element stress analysis method.

**Key Words:** MOD cavity, Finite Element Analysis, CAD/CAM, Composite



## 1. GİRİŞ

Diş çürükleri dünya üzerinde en sık görülen ağız ve diş dokusu hastalığıdır (El-Mowafy, 2000). Restoratif diş hekimliğinin ana hedefi, doğru bir tanı ve eksiksiz tedavi sonunda, doğal diş görüntü ve fonksiyonunun tekrar kazandırılmasıdır (Frencken ve ark., 2012).

Daimi birinci molar dişleri, morfolojisi ve ağız boşluğundaki konumu nedeniyle diş çürüğünden en çok etkilenen dişlerdir (Arola ve ark., 2001). Araştırma sonuçları bu dişlerin, sürmelerini takip eden yıllarda yüksek çürüme riskiyle karşı karşıya kaldığını göstermektedir (Masser, 2000; Ünlü ve ark., 2014; Noronha ve ark., 1999; Warren ve ark., 1997). Bir araştırma'da, 21 yaşındaki bireylerin toplam çürüklü dişlerinin %60'ını daimi birinci molar dişlerin oluşturduğu bildirilmiştir (Mejare ve ark., 1998).

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, diş tedavisi sonrasında sağlıklı diş dokularında, destek kemikte, yumuşak dokularda ve adeziv restorasyonlar ile restore edilmiş dişler üzerinde strese neden olabilir (Musani ve ark., 2010). Bu kuvvetlerin, dağılımının kapsamlı araştırmalarla analiz edilmesi çok önemlidir ve diş restorasyonlarının başarısızlık riskini azaltmaya önemli bir şekilde katkıda bulunabilir (Jiang ve ark., 2010). Günümüzde, çürüklü dişlerin kavite hazırlanması ve restorasyonu sırasında sağlıklı mine ve dentin dokularının korunmasını en üst düzeye çıkarmak amacıyla çeşitli terapötik yaklaşım ve materyaller geliştirilmiştir (Ausiello ve ark., 2017). Kavitenin tipi, şekli ve boyutu, materyaller, hasta ve diş hekimine bağlı faktörler posterior restorasyonların ömrünü etkilemektedir (Ausiello ve ark., 2017). Sınıf II meziyo-oklüzal-distal kaviteler (MOD) dişleri önemli ölçüde zayıflatır ve bu boşluklara uygulanan restorasyonlar çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olmalıdır (Ausiello ve ark., 2019; Zarone ve ark., 2019).

Sınıf II MOD restorasyonlar çiğneme kuvvetlerine direnecek kadar güçlü olmalıdır. Mandibular birinci molar dişlerde yaygın doku kaybı için en iyi restoratif seçeneği bulmak amacıyla çalışmalar yapılmıştır (Dejak ve Mlotkowski 2008; Arola ve ark., 2001; Doğan ve ark., 2017; Penteado ve Tribst 2019). Başarılı bir tedavi için en iyi restoratif materyal ve restorasyon türü hala araştırılmaktadır

Kaybolan diş yapısını başarıyla yerine koymak için diş hekimlerinin hem mine hem de dentinin yerini alabilecek uygun restoratif materyallere ihtiyacı vardır (Narayanaswamy ve ark., 2008; Doğan ve ark., 2017). Malzemelerin elastik özellikleri, farklı elastisite modülüne sahip

mine ve dentine benzer olmalı, restoratif materyal ve teknikler seçilirken bu özellikler göz önünde bulundurulmalıdır (Zafar, 2014).

Günümüzde, koruyucu dişhekimliğindeki gelişmelerle diş çürüklerinin oluşumunda azalma meydana gelmiştir. Bunun yanında daha konservatif kaviteler açmaya eğilim ve hastaların estetik görüntüye daha fazla önem vermesi ve adeziv sistemlerdeki gelişmeler anterior bölgelerde olduğu kadar posterior bölgelerde de diş renginde restorasyon uygulamalarına olan ilgiyi artırmış ve bu konuda bir çok yeni materyal ve yöntem geliştirilmiştir (El-Mowafy, 2000). Ancak bazı araştırmacılar sağlam insan dişlerinde endodontik ve restoratif uygulamaların tüberküllerin dayanıklılığı üzerine etkileri olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan araştırmalarda, endodontik işlemlerin dayanıklılığı %5 oranında azalttığı, oklüzal kavite preparasyonunun tüberkül dayanıklılığını %20 azalttığı, MOD kavite preparasyonlarının ise dayanıklılıkta %63 azalmaya neden olduğunu bildirilmiştir (Reeh, 1989; Altıncı ve Kiremitçi, 2007). Dalpino ve arkadaşlarının 2002 yılında yapmış oldukları başka bir çalışmada, diş dokusu kaybı ne kadar büyük ve restorasyonun oklüzal yüzey genişliği ne kadar fazla ise, yapılan restorasyonların kırılma olasılığının o kadar fazla olacağı bildirilmiştir (Dalpino ve ark., 2002). Sınıf II kavitelerde; kavitenin tüm kenarları minede ise restorasyonun başarı oranı artarken, aksine kavite kenarları dentin veya sementte olduğunda azalmaktadır. Günümüzde ağız içindeki streslerin diş üzerindeki olumsuz etkilerini azaltmak için farklı restoratif materyaller tek başına veya kombine olarak kullanılmaktadır. Amalgam ve kompozitler hala kullanılmakta iken cam karbomer (CK) ve Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD / CAM) materyalleri gibi başka yeni seçenekler de bulunmaktadır (Valian ve ark., 2015; Zainuddin ve ark., 2012). Günümüzde bulk fill kompozit restorasyonlar da yaygın olarak kullanılmakta ancak bu restorasyonlarla ilgili başarısızlık ve potansiyel marjinal hasar riskleri de bildirilmiştir (Ausiello ve ark., 2019). Başka bir çalışmada, akışkan kompozit ve bulk fill kompozit kombinasyonu, cam iyonomer liner ve bulk fill kompozit kombinasyonu ile sadece bulk fill restorasyonu karşılaştırılmış ve bulk fill kompoziti altında kaide olarak kullanılan cam iyonomer liner grubun diğer gruplara göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir (Ausiello ve ark., 2020). Ausiello ve arkadaşlarının 2019 yılında yapmış oldukları bir çalışmada iki tabakalı restoratif teknik kombinasyonunda rezin kompozit ve büzülmeyen cam iyonomer restorasyonları bulk fill kompoziti ile karşılaştırılmış ve cam iyonomer kombinasyonlu rezin kompozitin büzülme ve yükleme sırasındaki gerilmelere karşı daha iyi dirence sahip olduğu gösterilmiştir.

Diş dokularının ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin doğru ölçülmesi restoratif materyallerin performanslarının değerlendirilmesi için önemlidir. Ağız ortamında çiğneme kuvvetlerine maruz kalan diş dokuları ve restoratif materyallerin, bu kuvvetlere karşı gösterdikleri dayanma gücü ve elastisitesi, dokuların ve materyallerin mekanik özelliklerine bağlı olarak değişebilmektedir. Mekanik özelliklerin ölçümünde birçok yöntem kullanılmakta ve bu testler gerçekleştirilirken hazırlanan örneğin gerçeğe uygun olması gerekmektedir. Günümüzde, Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA) makine, inşaat, uçak gibi bir çok mühendislik alanlarında kullanıldığı gibi tıp, diş hekimliği ve biyomekaniğin farklı dallarında da kullanılmaktadır (Peşkersoy, 2013; İlgün ve ark., 2004). SESA diş hekimliğinde, diş yapılarını, biyomateryalleri, restorasyonları, dental implantları ve kök kanallarını araştırmak amacıyla kullanılmaktadır (Narang ve ark., 2006).

SESA, verilen özelliklere sahip bir eleman ağından oluşan herhangi bir geometrinin dental biyomekaniğinin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olan popüler bir tekniktir (Trivedi 2014; Güleç ve Ulusoy 2017; Gloria ve ark., 2019; Tribst ve ark., 2020). SESA incelenecek alanı küçük ve basit unsurlara ayırır ve 'parçadan bütüne geçme' ilkesine dayanır. Düğümlerle birbirine bağlanan elemanların durumuna bağlı olarak, her bir düğümdeki tüm yapının deformasyonu ve gerilmeler ile ortaya çıkan değişkenler hesaplanabilir. Dişlerin şekli farklı olduğu için; alveolar kemik, periodontal ligament ve birçok ilgili yapı simetri göstermez, güvenilir bir analiz için 3 boyutlu olarak simüle edilmelidir (Toksavul ve ark., 2006).

Bu çalışmanın amacı; mandibuler birinci molar dişlerde hazırlanan MOD kavitelere indirekt ve direkt restorasyon teknik ve materyallerinin gingival basamağın dentinde olması durumunda stres dağılımı yönünden farklılıklarının sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA) ile değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Çürük Tanımı

Diş çürüğü; kalsifiye dokuların lokalize yıkımı ve çözünmesiyle meydana gelen, çok faktörlü etyolojisi olan, dişlerin mikrobiyolojik enfeksiyöz bir hastalığıdır. Diş çürüğü dinamik bir süreçtir ve diş dokusu sürekli olarak demineralizasyon ve remineralizasyon gösterir. Diş çürüğü dental plakta bulunan karyojenik bakteriler tarafından oluşturulan asidin diş yüzeyinde oluşturduğu yıkım ile karakterize bir hastalıktır (Çakır ve ark., 2010; Roberson ve ark., 2011). Mine dokusu, ağız içinde pH 5.5 den daha düşük olduğu zaman demineralize olur. Bazı araştırmacılar, pek çok bakteri çeşidinin çürük lezyonu oluşturma kapasitesine sahip olduğuna inanmakla birlikte, beslenme karakteristiğinin ve ağızdaki mevcut yerleşik bakterilerin asidojenik ve asidurik etkileri ile bakteri plağı içerisindeki bakteri topluluğu üzerine etkilerinin çürük riskini belirlediğini bildirmektedirler (Frencken ve ark., 2012).

Diş çürükleri 3 ana faktöre bağılı olarak oluşmaktadır: Dental plak içerisindeki bakterilerin, fermente olabilen karbonhidratların ve bir diş yüzeyinin varlığı. Tüm bunlardan ayrı olarak çürüğün oluşum hızını arttıran veya azaltan, ağız hijyeni alışkanlıkları, dişin şekli, yüzey özellikleri, beslenme alışkanlıkları, tükürüğün miktarı ve kalitesi gibi çeşitli faktörler de mevcuttur (Nicholson, 2015; Mathur ve Dhillon, 2018).

Diş plağı, diş yüzeyine yapışan çok sayıda jelatinöz bakteri anlamına gelir. Plak bakterileri enerji sağlamak amacıyla karbonhidratları metabolize eder ve yan ürün olarak organik asit üretir. Plak içerisindeki bakterilerin oluşturduğu asitler diş yüzeyine difüze olarak dişte mine ve dentindeki porlardan yayılır ve diş sert dokusunda bozulmalara yol açtığı ve dişin kristal yapısının çözünmesi ile seyreden çürük lezyonunu oluşturur (Featherstone, 2008; Wilson ve ark.,2006).

Sukroza benzer karbonhidratların bulunması plak metabolizmasını büyük oranda stimüle eder. Çürük aktivitesindeki hızlanmalar, yüksek bakteriyel metabolik aktivite ve diş yüzeyindeki plakta düşük pH ile karakterize edilir. Diş yüzeyinde asit atakları kişinin hayatı boyunca devam eder. Dişlerin tüm arayüzleri, plağın ortaya çıkardığı asitten dolayı demineralize olur. Benjamin, (2010) diş çürüklerinin çocuklarda astım ve yüksek ateşten bile daha sıklıkla görülebilen kronik bir hastalık olduğunu bildirmektedir. Asitle demineralize olan diş yüzeyi, kavitasyon sürecine girer. Özellikle dentin dokusunda çürük, mineye göre tübüler

yapıda olması ve mineral içeriğinin az olması nedeniyle daha hızlı bir şekilde ilerlemektedir ( Öz ve Gökalp, 2018; Roberson ve ark., 2011).

## 2.2. Çürüklü Dişlerin Restorasyonunda Tedavi Planlaması

Mevcut literatür göstermektedir ki diş hekimleri restoratif problemleri algoritmik yolla çözüme eğilimindedir (Wilson ve ark., 2006). Örneğin, diş hekimleri amalgam restorasyonların kenarlarında ikincil çürük tespit ettiklerinde restorasyonu değiştirmeye karar verirler. Bazı durumlarda ikincil çürük olmadığı halde yanlış olarak çok sayıda çürük varlığı teşhisi yapılmakta ve bunun sonucunda da gereksiz tedaviler uygulanmaktadır. Gereksiz uygulamalar sağlıklı diş dokularına verilen zararın yanı sıra, dental tedavilerin maliyetlerini arttırmakta ve restorasyonların ağızda kalma süresinde de azalmaya yol açmaktadır. Bu da zamanla kaçınılmaz olarak diş kayıplarına neden olmaktadır (Wilson ve ark., 2006).

Yıllardır pek çok diş hekimi geleneksel minimal invaziv kavite hazırlama yöntemlerini kullanmakta olup, günümüzde dünyada bu yöntemler dışında bazı ortak kavite hazırlama detaylarına da dikkat edilmektedir:

- Yumuşak ve geri dönüşümü mümkün olmayacak şekilde demineralize olmuş diş dokusunu görebilecek ve ekskave edebilecek şekilde ulaşılabilecek bir kavite girişi açılmalı.
- Mevcut restorasyonların çıkarılması esnasında kavitenin genişletilmemesine dikkat edilmeli.
- Ekskavasyon yumuşak lezyonda dikkatli ve uygun aletlerle gerçekleştirilmeli.
- Ekskavatör ile çalışma lezyonun rengine göre değil de yüzeyin özelliğine göre sonlandırılmalı.
- Vital dişlerde pulpa ekspozu olmaması için özellikle dikkat edilmeli.
- Kırılgan ve zayıf mine kenarları düzenlenmeli (Mackenzie ve Banerjee, 2017).

Diagnostik problemin önceki analizinde mevcut olan varsayımlardan biri, yalnızca bir tedavi seçeneğinin, yani restoratif tedavinin bulunmasıdır. Aslında küçük oklüzal çürükler söz konusu olduğunda, birçok tedavi seçeneği mevcuttur. Eğer lezyon durağan ise ve demineralizasyon remineralizasyon tarafından kompanse edilmişse, hiçbir tedavi uygulanmamalıdır. Eğer lezyon küçük ve minede sınırlı ise, ya da lezyon kaviteyi oluşturmadan mine dentin sınırını çok az geçmişse, remineralizasyon ile mineral kaybının kompanse edilmesi ile ilgili kuşklar varsa, florürlü vernikler, klorheksidin içeren vernikler ya

da fissür örtücüler gibi koruyucu önlemler uygulanmalıdır. Eğer dentinin dış tabakaları demineralize olmuşsa, koruyucu bir rezin restorasyon uygulanabilir. Dentinin derin tabakaları çürüdüğü zaman, kompozit rezin restorasyonlar, cam iyonomer simanlar, kompomerler veya amalgam restorasyonlar yapılmalıdır (Wilson ve ark., 2006).

### 2.3. Çürüklü Dişlerin Restorasyon Seçenekleri

Dental materyal bilimindeki hızlı gelişmeler ile birlikte pek çok yeni ürün kullanıma sunulmaktadır. Diş hekimleri satın aldıkları ürünlerin, üretici firmaların savunmakta oldukları amaçlara hizmet etmelerini ümit ederek uygulamaktadırlar. Bu amaçla her yeni üretilen veya modifiye edilen dental materyal hakkında akla bazı sorular gelmektedir:

- İstenilen amaç için gerekli fiziksel özellikleri gösterebilecek mi?
- İstenilen amaç için üretilmiş diğer materyallerden farklı olarak avantajları nelerdir?
- Kullanımı güvenilir mi?
- Kullanımı yeterince kolay mı?
- Kabul edilebilir bir zaman dilimi için ağız içerisinde görevini yerine getirecek mi?
- Ucuz mu? (Knibbs, 1997).

Bir dental materyalin ömrü; hasta, materyal ve materyalin uygulanış yöntemi gibi faktörlere göre değişiklik göstermektedir. Hasta kaynaklı faktörler; restorasyonun boyutu ve yeri, çiğneme alışkanlıkları ve kuvvetleri, ağız hijyeni ve tükürük miktarını ve kimyasını değiştirebilecek sistemik durumların varlığı gibi faktörlerdir. Materyal kaynaklı faktörler ise; materyalin sertliği, yıpranma dayanıklılığı, suya dayanıklılığı, boyutsal stabilitesi ve renk stabilitesi gibi faktörlerdir. Materyalin uygulanması ile ilgili faktörler; kavitenin büyüklüğüne ve derinliğine bağlı olarak restorasyon materyalinin uygulanışı, kavite duvarlarının tükürük ve kan ile kontamine olup olmadığı ve restore edilecek diş ve diş yüzeylerine tam olarak ulaşılabilmesi ile ilgili faktörlerdir (ADA Council of Scientific Affairs, 2003).

Restorasyonlar dişlere direkt veya indirekt olarak uygulanabilmektedir. Direkt olarak uygulanan restoratif materyaller genellikle tek seansta ağız içerisine (diş kavitesine) uygulanabilen materyallerdir. (ADA Council of Scientific Affairs, 2003). Tüm indirekt restorasyonlar diş bir siman yardımı ile yapıştırılmaktadırlar. Yapıştırma simanı, restorasyonun performansı ve dayanıklılığı üzerinde büyük bir etkiye sahiptir (ADA Council of Scientific Affairs, 2003).

## 2.4. Restoratif Dental Materyaller

### 2.4.1. Amalgam

Amalgam ilk olarak 1. yüzyılda Çin’de uygulanmaya başlanmış sonrasında kullanımı 1800’lü yıllarda daha da popüler hale gelmiştir (Marshall ve Marshall, 1992).

Amalgam, Gümüş (Ag), Bakır (Cu) ve diğer benzer metal tozlarının, Civa (Hg) ile karıştırılmasıyla meydana gelen bir alaşımdır. Amalgam tozunun cıvayla ıslatılması sonucu oluşan fiziko-kimyasal reaksiyona ise “amalgamasyon” denir. Böylece , başlangıçta yumuşak ve tepilebilir kıvamda olan ve giderek sertleşen bir alaşım ortaya çıkar (Küçükşemen, 2007).

Amalgam restorasyonlar 100 yılı aşkın bir süredir diş hekimliği pratiğinde özellikle Sınıf I ve II kavitelerin restorasyonunda sıklıkla tercih edilmektedirler (Manhart ve ark., 2002). Dental amalgam, diş hekimliği pratiğinde kullanılmakta olan en eski ancak estetik olmayan bir dolgu maddesidir ve günümüzde rezin bazlı estetik restoratif materyallerin pratiğe girmesi ile amalgamın kullanımı azalmıştır (Burke ve ark., 2013).

Amalgamlar iyi fiziksel özellikleri, yüz yılı aşkın uzun bir süredir kullanımda olmaları nedeniyle, araştırmalarla desteklenen materyallerdir. Ucuz olması, uygulama kolaylığı, antibakteriyel özelliklerinin yanı sıra uzun yıllardır kullanımda olmaları nedeniyle diş hekimliği pratiğinde kabul gören bir malzemedir. Tüm bu avantajlarının yanında estetik olmama gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Diş dokusundan gereksiz madde kaldırılmasını önlemek amacı ile günümüzde restorasyon materyallerinde aranan adeziv özellik amalgamda mevcut değildir. Kırılan veya başarısızlığa uğrayan amalgam restorasyonlar sökülerek değiştirilmekte, tamir edilme seçeneği pek düşünülmemektedir. Amalgam restorasyonlar sığ kavitelere ince bir tabaka olarak uygulanması halinde dayanıklı değildir. Amalgam restorasyonların dezavantajları arasında galvanik akım oluşturmaları ve dentinde civa tutulumu nedeniyle renklemeye neden olmaları sayılabilir (Burke ve ark., 2013).

### 2.4.2. Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından Aluminosilicatepolyacrylic asit (ASPA) ismi ile tanıtılmıştır, toz ve likit formların karıştırılması ile elde edilen cam iyonomer simanlar, silikat simanla polikarboksilat simanın hibriti şeklinde tanımlanmaktadır (Kaya ve Tirali, 2013).

Cam iyonomer simanların içeriklerindeki ve toz-likit oranlarındaki değişimlerden dolayı gelişmiş olan fiziksel özellikleri klinik uygulamalardaki kullanım alanlarının artmasına neden olmuştur. En büyük avantajları, mine ve dentine fiziko-kimyasal olarak yapışabilmeleri ve flor salınımı gerçekleştirebilmeleridir. Flor salınımına bağlı çürük önleyici potansiyele sahip olması, biyouyumlulukları ve diş dokularına kimyasal şekilde adapte olmaları bu simanları özellikli bir restoratif materyal haline getirmiştir. Basınç dayanımları iyidir ancak çekme ve eğilme dayanımları zayıftır. Cam iyonomer simanlar, amalgam restorasyonlara nazaran daha estetik olmakla birlikte henüz kompozit rezinler kadar başarılı değildirler (Kanık ve Türkün, 2016; Burke ve ark., 2013).

### 2.4.3. Cam Karbomer Siman

Florapatit ve karbomer ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardır. Çözünürlük, basınç, esneme kuvveti ve yüksek aşınma direncinin azaltılması amacıyla, özel dizayn edilmiş karbomer doldurucu ile florapatit/hidroksiapatit nano partikül içeren cam iyonomer siman materyalleridir (Dülgergil ve Ertürk, 2016). Cam karbomer siman içeriğinde bulunan reaktif cam tozu 'Dialkylsiloxane' akrilik asit sıvısı ile modifiye olmaktadır. Cam iyonomer kimyasını temel alan ancak sertleşmesi tamamlanmış siman, diş içerisinde mineralizasyonu desteklemektedir (Nicholson, 2014).

Cam karbomer, ekstra bir karbon zincirine sahiptir ve nano boyutlu toz parçacıkları ve ikincil doldurucu olarak florapatit içeriği ile birlikte serbest monomer bulundurmaz. Mine veya dentine herhangi bir işlem yapılmadan bağlanabilirler. Cam karbomerler, geleneksel cam iyonomerler gibi kimyasal olarak sertleşmektedir, bu reaksiyonda özellikle alüminyum (Al) iyonu önemli bir göreve sahiptir. Al iyonu başlangıçta cam tozunda 4'lü bağ yapısında iken sertleşme sırasında 6'lü bağ yapısına dönüşmektedir (Bekmezoğlu, 2019).



Cam karbomer simanın cam iyonmer simanlardan farklı olarak sertleşmesinin başlatılmasında ısı veren ışık kaynağı kullanılmaktadır. Üretici firma yüksek enerjili ışık kaynağı kullanılarak materyalin sadece ışık ile polimerize olamayacağını ve ısı etkisi de olan ışık cihazlarının tercih edilmesi gerektiğini bildirmiştir (Nicholson, 2014).

#### **2.4.4. Kompozit**

Amalgama alternatif olarak üretilen ve uzun yıllardan beri estetik restorasyon materyali olarak kullanılan kompozit rezinler, modern restorasyon sistemleri içerisinde önemli bir yer tutarlar. Formülasyonlarındaki değişiklikler ile geliştirilen fiziksel özellikleri, dış sert dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile tartışmasız bir üstünlüğe sahiptirler.

Kompozit rezinler ilk defa 1962 yılında Rafael Bowen tarafından geliştirilmiştir (Altun, 2005). Kompozit restoratif materyaller polimerize olabilen rezinlerin cam doldurucular ile birlikte kompleks bir karışımıdır. Cam doldurucu partiküllerin rezin matrikse bağlanabilmeleri için doldurucu partiküller silan ve bağlayıcı molekül ile kaplanmıştır (ADA Council of Scientific Affairs, 2003). Kompozit rezin içerisinde bulunan diğer komponentler; renk sabitleyiciler ve renk pigmentleridir. Bunlar polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleridir (Ünlü ve Çetin, 2008).

Organik rezin matriks, bisfenol A glisidimetakrilat (bis-GMA) veya uretandimetakrilat (UDMA) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerden oluşmaktadır. Bis-GMA 1960'ların başında Rafael Bowen tarafından geliştirilmiş aromatik bir metakrilattır. Terminal metakrilat grupları, serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan bölgelerdir ve merkez çevresinde iki benzen halkasına sahip oldukları için nispeten sert polimerler oluştururlar. Bis-GMA'nın iki dezavantajı; sorgulanabilir renk stabilitesi ve yüksek viskozitesidir. Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini düşürmek için üreticiler rezin matriks içerisine düşük moleküler ağırlıklı (düşük viskoziteli) trietilenglikoldimetakrilat (TEGDMA) ve etilenglikoldimethakrilat (EGDMA) monomerlerini ilave etmiş ve böylece viskozite azaltılırken çapraz bağ miktarı ve sertliği artırılmıştır.

Kompozit rezinler minimum kavite düzenlemesi gerektiren restorasyon materyalleridir. Amalgama kıyasla uygulanırken minimal kalınlık miktarı gereklilikleri yoktur. Uygulandıkları

zaman bağlanma özellikleri ile mine ve dentin dokusunu, başka ek bir uygulamaya gerek kalmadan, koruyucu ve destekleyici özelliğe sahiptirler.

Posterior dişlerin restorasyonlarında kompozit rezinlerin kullanılması ile ortaya çıkabilecek en büyük dezavantaj polimerizasyonları esnasındaki büzülmedir. Polimerizasyon esnasında oluşan stresler, adezyon başarısızlığı, postoperatif hassasiyet, marjinal renkleşme ve tekrarlayan çürükler ile sonuçlanabilmektedir (Manhart ve ark., 2002; Sabbagh ve ark., 2017).

#### **2.4.5. Dental Seramikler**

Seramik, orjinini topraktan yapıma anlamına gelen Yunanca 'keramos' sözcüğünden alan, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (Tutal ve ark., 2015). Dental seramiklerin ana yapısını oluşturan bileşenler: feldspar (potasyum ve sodyum aluminosilikat- $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ), kuartz (silika- $SiO_2$ ), kaolin (hidratealuminosilikat-  $Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$ )'dir (Büyükdere ve Yenice, 2020).

Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği (CAD-CAM Sistemi) önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Daha sonra tasarımları (CAD) yapılarak üretime (CAM) geçilir. 1985 yılından günümüze kadar; Cerec, Cicero, Procera, Celay, Duret, Precident-DCS, Lava, Everest-Kavo, Hint-ElsGmbH, ZenoTech- Wieland, Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (Tutal ve ark., 2015).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyalleri restorasyonun ağızda kullanılacağı bölgeye, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik gösterir. Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar
2. Lösitle güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
4. Zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
5. Cam infiltre CAD/CAM seramik bloklar
6. Polikristalin seramikler
  - Alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklar
  - Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar
7. Hibrit seramik bloklar

8. Rezin nanoseramik bloklar

9. Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramik bloklar (Büyükdere ve Yenice, 2020).

## **2.5. Stres Analiz Yöntemleri**

Stres analiz yöntemleri ağız içi biyomekaniğin daha iyi anlaşılmasına destek olarak, daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesine imkan sundukları için diş hekimliği çalışmalarında uzun zamandır kullanılmaktadır (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içinde kullanılan dental materyallerde streslerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımlarının saptanması ve analizi; ağız içinde yapılacak restorasyonların başarısını arttırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır. Bu nedenle diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Ulusoy ve Aydın 2010, s:94).

Başarılı bir restorasyonun uygulanabilmesi için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve organların gelecek olan kuvvetler karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır. Söz konusu etkenler göz önüne alındığı zaman, canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu streslerin tespiti için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur (Ramoğlu ve Ozan 2013).

### **2.5.1 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere göre tüm modeldeki iç streslerin doğrudan gözlenmesine olanak verdiği için tercih edilmektedir. Bu yöntem, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç streslerin ve gerilmeleri gözle görülebilir ışık taslakları şekline dönüştürme yöntemidir (Ulusoy ve Aydın 2010, s:96).

### **2.5.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analizi Yöntemi**

Gerilim ölçer denildiği zaman yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin tespit edilmesinde kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. Bunların, mekanik-optik, optik, akustik elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır (Ulusoy ve Aydın 2010, s:111).

### **2.5.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi**

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürölüp fırınlandıktan sonra yüklemesi tamamlanır. Kuvvetlerin çok olduğu bölgede gözlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının yönünü gösterirler (Ulusoy ve Aydın 2010, s:112).

### **2.5.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analizi**

Holografik interferometri lazer ışığı kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nm boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemi olan bu yöntem, dış hekimliğinde öncelikle ortodontik çalışmalarda ve zaman içerisinde kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen in vitro araştırmalarda kullanılmıştır (Ulusoy ve Aydın 2010, s:115).

### **2.5.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulgularanan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır (Ulusoy ve Aydın 2010, s:119).

### **2.5.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi**

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın 2010, s:119-120).

### 2.5.7. Sonlu Eleman Stres Analiz (SESA) Yöntemi

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. İlk kullanıcılar Boeing, Bell Aero space ve Rolls Royce firmaları olmuştur. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar gerilme analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma 1968 yılında Ledley ve Huang'ın yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş diş çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin diş destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir (Güler ve Şen, 2015).

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle popüler hale gelen SESA'de, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların modellenmesi gerçeğe en yakın şekilde yapılarak matematiksel olarak ifade edilir ve yapılan analizler gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modelde; belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri saptanmaktadır. Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. SESA karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir (Güleç, 2017).

Kısacası SESA “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır. SESA'nın uygulanacağı deney parçanın üç boyutlu katı modelinin oluşturulmasında farklı yöntemlerin kullanılması mümkündür (Ramoğlu ve Ozan, 2013).

SESA yöntemi ile problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler şunlardır:

- Cismin geometrik modeli
- Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Başlangıç sınır ve yükleme koşulları
- Yapılacak olan analizin tipi (Güler ve Şen, 2015).

SESA yönteminin avantajları:

1. Düşünce esnekliği sağlar. Mühendislik ya da matematik açıdan ele alınabilir.

2. Düzenli sınırlara sahip olmayan bir alan, heterojen materyal özellikleri, destek koşulları ve değişen yükleme koşulları uygun sayıda sonlu elemanlara indirgenip tanımlanarak belirlenen bir sisteme ait denklemler bilgisayar aracılığıyla çözümlenebilir.

3. Elde edilen sonuçların hassaslığı kontrol edilebilir.

4. Katı, sıvı, gaz ve kombinasyonları, lineer ve lineer olmayan, elastik ve elastik olmayan, plastik, statik ve dinamik materyallere eşit derecede uygulanabilirliği vardır.

5. Kullanımı kolay ve zahmetsizdir. Verilerin büyük bir bölümü bilgisayar ön işlemcileri (pre processor) tarafından üretilebilir ve daha sonra sonuçlar son-işlemciler (post processor) tarafından analiz edilip sunulabilir.

6. Boyut ve karmaşıklığın günümüze kadar düşünülmemeyen ve gerçekleştirilemeyen sorunları SESA yöntemi tarafından ele alınarak, analistlerin incelemelerini yeni alanlara taşımaya ve tasarımcıların ilham verici yeni formlar ve yeni çözümler yaratmasına olanak sağlar.

7. Bu yöntem sadece belirli şartlar için kullanılabilen bir yöntem değildir. SESA yöntemi ile oldukça fazla sayıda olası çözüm test edilebilir, böylece optimal çözümler elde edilir.

SESA Yönteminin dezavantajları;

1. SESA yöntemi kullanılan çalışmalarda malzemenin fiziksel verilerinin ve eleman verilerinin alınmasında ve bilgisayara yüklenmesinde yapılabilecek hatalar olumsuz etki yaratabilir.

2. Her sonlu eleman, düğümsel yer değiştirmelerin fonksiyonları olarak ifade edilen varsayımdan ibaret bir şekil fonksiyonundan oluşur. Her eleman belirli bir destek, yük ve tür için doğru sonuçlar verirken bir diğer tür ve konum için sonuçlar yanlış olabilir.

3. En uygun elemanlar kullanılsa bile, çözüm, yalnızca bölgenin bölünmüş olduğu elemanların sayısına değil, aynı zamanda şekil ve düzenlerine bağlı olarak örgüye (mesh) bağlıdır.

4. Geometrinin modellenmesi, malzeme özellikleri, destek koşulları ve yükleme koşulları, çok öznel ve analistin kararına bağlıdır. Aynı problem, aynı bilgisayar programı ile farklı çözüldüğünde analistler, genellikle daha küçük veya daha büyük bir dereceye kadar farklı cevaplarla sonuçlanır.

5. Alınan sonuçların hassasiyeti yüksek sayılarda basamaklarla ifade edilse bile çözümün doğruluğunu garantilememektedir. Mesh yapısının iyileştirilmesi çözümün doğruluğunun kanıtı olmamaktadır.

6. Bilgisayarın temin edilmesi ve kullanılması için bir bütçe gerekmesi bu yöntemin ekonomik dezavantajıdır.

7. SESA, pek çok zaman diğer yöntemlerin uygulanamayacağı veya maddiyatın kısıtlı olduğu durumlarda kullanıldığından çözümün doğruluğu ve kesinliği alternatif yöntemlerle test edilemez (Güleç, 2017; Güler ve Şen, 2015).

#### SESA Yönteminde Kullanılan Terimler ve Tanımları

- Kuvvet (*Force*)

Kuvvet terimi cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlar yani uygulandığı cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran etkidir. Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton (N) cinsinden ifade edilir ( $1\text{kgf} = 9.8\text{ N}$ ). Kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi özellikleri bulunur. (Ayalı, 2012; Küçükkurt, 2019).

- Gerilme (*Stress*)

Bir cisme dışardan uygulanan bir kuvvete karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. Meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Uluslararası birim sisteminde gerilimin birimi “N/m<sup>2</sup>” olarak tanımlansa da bazı kaynaklarda birim olarak PSI (Pounds per square inch) ve P (pascal) da kullanılır. Diş hekimliği çalışmalarında, incelenen nesnelere boyutları çoğunlukla milimetre cinsinden hesaplandığı için gerilme birimi olarak ‘megapaskal’(MPa) kullanılmaktadır (Gültekin ve diğerleri,2012, s. 42-43; Küçükkurt, 2019).

Başlıca üç ana stres tipi meydana gelmektedir: (Ayalı, 2012).

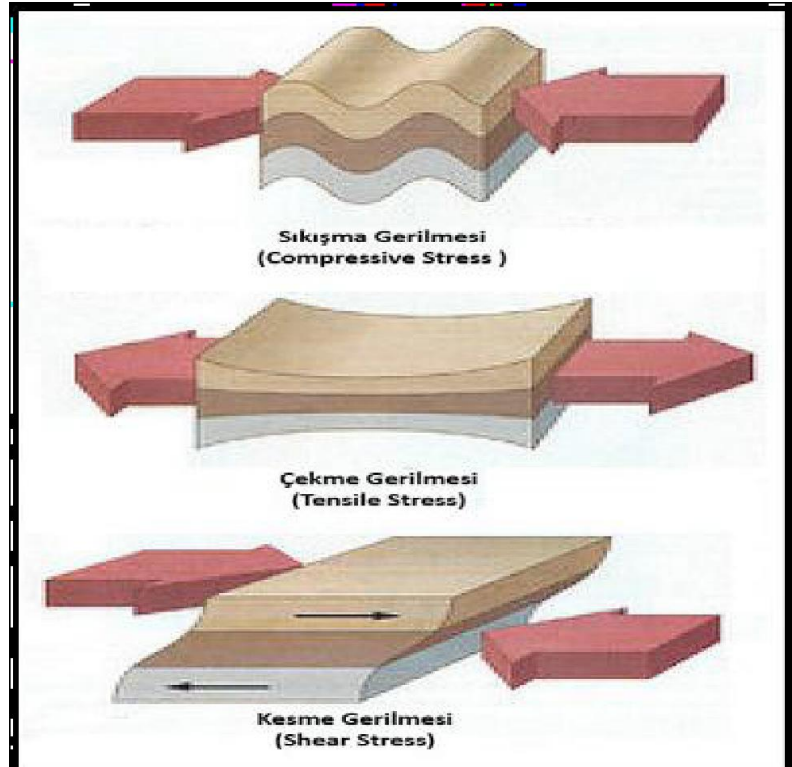
1. Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile stress): Aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin molekülleri birbirinden uzaklaşması amacı ile aynı düzlemde uygulanması sonucu oluşan gerilmedir.

2. Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirlerine yaklaştırmaya zorlayan cismi sıkıştırmak amacıyla, aynı yönde ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile meydana gelir.

3. Makaslama Stresi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı düzlemlerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi anda etkilemesi ile

oluşur. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar (Ayalı, 2012; Küçükkurt, 2019).

Çekme ve sıkışma streslerine normal stresler denir ve “ $\sigma$ ” sembolü ile gösterilir. Makaslama stresleri ise “ $\tau$ ” simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması zordur. Yük uygulanan cisimlerde gerilme, sıkışma ve makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir (Ayalı, 2012).



Şekil 2.1. Cisimlerde oluşan sıkışma, çekme ve kesme tipi gerilmelerin cisim üzerine etkileri (Küçükkurt, 2019).

### Asal Stres (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve oluşan sıkışma ve gerilme streslerine “asal stres” denir. Maksimum asal stres değeri (maximum principal) en yüksek gerilme streslerini, minimum asal stres değeri (minimum principal) ise en yüksek sıkışma stresini temsil etmektedir (Geng ve diğerleri, 2001).



### von Mises Stresi (von Mises Stress)

von Mises stresi; çekilebilir malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını tanımlamaktadır. Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji esneme sınırını aştığında, cisim şekil değiştirir (Geng ve diğerleri, 2001).

### Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları, gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ve diğerleri, 2001).

### Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastik bir materyalin sertliğini ölçmek amacıyla kullanılan bir ölçüdür. Gerilimin gerinime oranıdır. Cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısıyla elastisite modülleri daha yüksektir (Sakaguchi, 2012, s. 40-41; Gültekin ve diğerleri, 2012, s. 33).

### Poisson oranı

Gerilme ya da sıkıştırma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim değişimin boyundaki birim değişime oranına 'Poisson oranı' denir. Bir tarafta biçim değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer tarafta da biçim değişikliği gösterir. Mine, dentin, amalgam ve dental kompozit gibi materyaller yaklaşık olarak 0.3 gibi Poisson oranına sahip olsa da, bu oran malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Sakaguchi, 2012, s. 41).

### Lineer elastik cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun düşünülmesi ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu hipotez, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir.

### İzotropik cisim

Her doğrultuda aynı elastik özellikler sergileyen cismi ifade etmektedir. Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabul edilir. Bu sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastisite modülü ve Poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir.

## Homojen cisim

Cisim içinde elastik özelliklerin farklı yerlerde değişmediğini ifade etmektedir (Ayalı, 2012).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Yakın Doğu Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Limited şirketinde yapılmıştır. Çalışma, SESA yöntemi ve statik lineer analiz kullanılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının hazırlanması ve daha benzer hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SESA işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smartoptics Sensor teknik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme programından ve AlgorFempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz yazılımından yararlanıldı.



Şekil 3.1. SmartOptics 3D tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında AlgorFempro (AlgorInc., ABD) programına aktarılmıştır. STL formatı 3 boyutlu modelleme programları için sınırsız değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirdikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her

birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Tablo 3.1’ de modelleri oluşturan yapıların her birine verilen fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyal ile dokuların elastisite modülleri ve Poisson oranları

Materyal/Doku	Young modülü (MPa)	Poisson Oranı	Literatür
Mine	84100	0.33	Gulec ve Ulusoy, 2017
Dentin	18600	0.32	Gulec ve Ulusoy, 2017
Pulpa	2.0	0.45	Fei ve arkadaşları, 2018
Sement	6,000	0.3	Lin ve arkadaşları, 2009
Kortikal kemik	10700	0.3	Gulec ve Ulusoy, 2017
Trabeküler kemik	1.370	0.3	Lin ve arkadaşları, 2009
PDL	68.9	0.45	Gulec ve Ulusoy, 2017
Amalgam	15000	0.30	Toparlı ve arkadaşları, 1999
Kompozit	10,000	0.21	Fei ve arkadaşları, 2018
Rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCIS)	12162	0.30	Toparlı ve arkadaşları, 1999
Cam karbomer	8300	0.3	Doğan ve arkadaşları, 2017

Lava ultimate	12700	0.45	Gulec ve Ulusoy, 2017
Vitaenamic	37800	0.24	Gulec ve Ulusoy, 2017
Variolink II	6,000	0.30	Maravic ve arkadaşları, 2018
Adeziv	3000	0.30	Ausiello ve arkadaşları, 2017
Gıda Parçası	10	0.30	Ausiello ve arkadaşları, 2017

### **3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması**

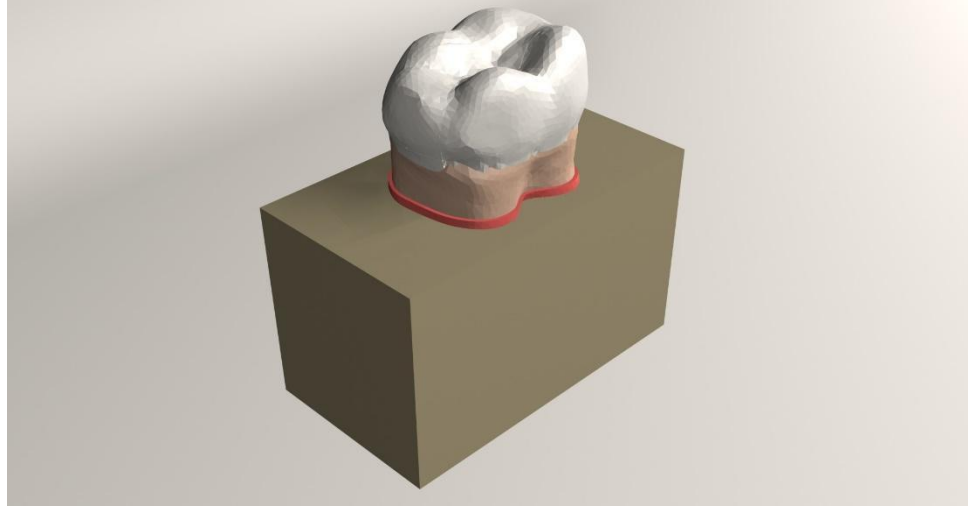
#### **3.1.1 Mandibulanın Modellenmesi**

Mandibuler birinci moların bulunduğu alt çene kemiğinin 3 boyutlu ve gerçek boyutlarla orantılı geometrik ana modelinin hazırlanması için Visible Human Project® (U.S. National Library of Medicine, Bethesda, MD, ABD) aracılığıyla ulaşılan veriler kullanılmış ve VRMesh programı kullanılarak istenilen modifikasyonlar yapılmıştır. Oluşturulan mandibula modelinde kortikal kemik için 2 mm kalınlık belirlenmiş ve kemiğin kalan kısmı trabeküler kemik olarak modellenmiştir. Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gerek olmadığından Boolean yöntemi kullanılarak bölgesi çıkarılmıştır.

Molar dişin kemik içerisinde kalan kısmınının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0.2 mm.'lik offset komutu ile periodontal ligament (PDL) elde edilmiştir.

#### **3.1.2. Mandibuler Birinci Molar Dişin Modellenmesi**

Çalışmada alt 6 numaralı diş kullanıldı. Bu amaçla öncelikle Wheeler atlasından (Nelson ve Ash, 2015 s.183-190) ilgili dişin n, yan, st ve alt görüntüleri alındı. Diş boyutları da yine aynı atlastan alındı. Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellendi ve leklendirildi. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu. Diş yapısındaki diğer öğeler, istenen anatomik limitasyonların dikkate alınmasıyla Rhinoceros yazılımında modellendi (şekil 3.2).



Şekil 3.2. Sağlıklı alt birinci molar diş ve çevre dokuların modellenmesi

### **3.1.3 Mandibuler Birinci Molar Dişte MOD Kavitenin Modellenmesi**

Sınıf II MOD kavitesi; Rhinoceros yazılımı kullanılarak modellendi. Restore edilen modeller, kavite, mine ve dentin yüzeyleri arasında Boolean işlemleri kullanılarak elde edildi. Proksimal basamağı dentinde sonlanan ve mine sement sınırının 1 mm altında olan bir MOD kavite hazırlandı. Kavitenin bukkal-lingual boyutu 2.6 mm, kavitenin derinliği 3 mm ve gingival basamak genişliği 1.5 mm olarak belirlendi. Kavite duvarları, kavite tabanından kavite yüzeyine 5 ° açı oluşturacak şekilde hazırlandı. Kavite daha sonra 3 farklı direkt (amalgam, kompozit rezin, cam karbomer) ve 2 farklı indirekt restoratif materyal (hibrit CAD/CAM materyali, rezin nanoseramik CAD/CAM materyali) ile restore edildi.

### **3.1.4. Restorasyonların Modellenmesi**

Restorasyon modelleri aşağıdaki gibi oluşturulmuştur:

Model 1: Tüm kavite yüzeyine 30 µm adeziv tabaka uygulandıktan sonra kavite amalgam (CavexAvalloy® B.V. Haarlem, Hollanda) ile restore edildi.

Model 2: Tüm kavite yüzeyine 30 µm adeziv tabaka uygulandıktan sonra kavite cam karbomer (Glass Fill, Glass Carbomer Products, Leiden, Hollanda) ile restore edildi.

Model 3: Tüm kavite yüzeyine 30 µm adeziv tabaka uygulandıktan sonra okluzal ve aproksimal kavite yüzeylerinde 1 mm kalınlıkta liner olarak uygulanan cam karbomer siman (Glass Fill, Glass Carbomer Products, Leiden, Hollanda) uygulandıktan sonra kavitenin geri kalan kısmı kompozit rezin (Filtek Z350, 3M ESPE, Bad Seefeld, Almanya) ile restore edildi.

Model 4: Tüm kavite yüzeyine 30 µm adeziv tabaka uygulandıktan sonra okluzal ve aproksimal kavite yüzeylerinde 1 mm kalınlıkta liner olarak uygulanan rezin modifiye cam iyonomer siman (DeTreyDentsply®, Germany, 3M ESPE, BadSeefeld, Almanya) uygulandıktan sonra kavitenin geri kalan kısmı kompozit rezin (Filtek Z350, 3M ESPE, Bad Seefeld, Almanya) ile restore edildi.

Model 5: Tüm kavite yüzeyine 100 µm yapıştırıcı siman (Variolink II, Ivoclar Vivadent) uygulandıktan sonra kavite Lava Ultimate (Lava Ultimate, 3M ESPE, Bad Seefeld, Almanya) ile restore edildi.

Model 6 : Tüm kavite yüzeyine 100 µm yapıştırıcı siman (Variolink II, Ivoclar Vivadent) uygulandıktan sonra kavite Vita Enamic (VitaEnamic, VitaZahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) ile restore edildi.

Restorasyon materyallerinin kısaltmaları Tablo 3.2’de yer almaktadır.

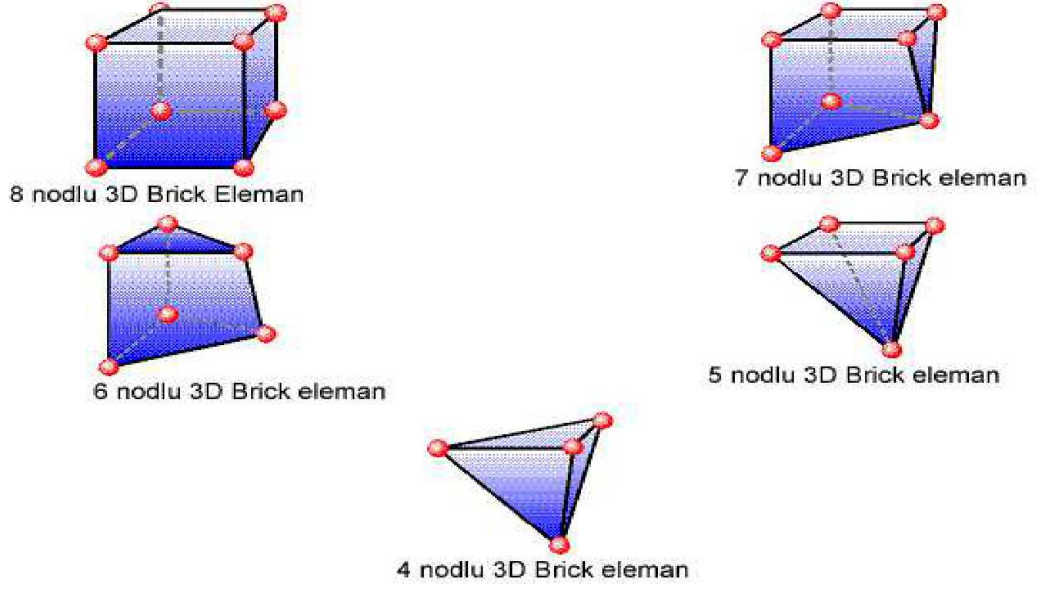
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve kısaltmaları

Restorasyon materyali	Kısaltma
Amalgam	A
Cam Karbomer	CK
Cam karbomer ile modifiye kompozit	CKK
Rezin modifiye cam iyonomer ile modifiye kompozit	RMCİK
Lava Ultimate	LU
Vita Enamic	VE

Rhinoceros’da yapılan modellemeler 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar



şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, AlgorFempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.3). Tüm modellerde yer alan materyaller ve dokular lineer, elastik ve homojen kabul edilmiştir.



Şekil 3.3. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri

Materyallerin sahip olduğu düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

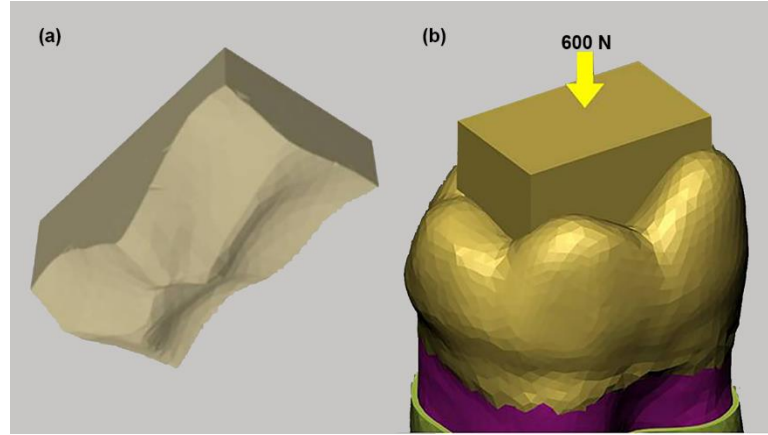
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan materyallerin düğüm ve eleman sayıları

Materyaller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Sağlam Diş	40111	207261
Amalgam	55677	285404
Cam Karbomer	55677	285404
Cam Karbomer + Kompozit	55677	285404
RMCI + Kompozit	55677	285404

Lava Ultimate	61426	308036
Vita Enamic	61426	308036

### 3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Tüm modeller kemiğin üst, arka ve yan taraflarından sıfır serbestlik derecesi verilerek sabitlenmiştir. Her bir modelde okluzal kuvvetler, çapı 8.6 mm olan dikdörtgen prizması şeklinde sert “gıda parçası” vasıtasıyla 600 N kuvvet olacak şekilde uygulanmıştır. Dikdörtgen prizmasının dişin okluzal yüzeyine bakan kısmı okluzal yüzdeki fissür ve tüberküller ile uyumlu olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Oklüzal yükleme

### 3.3. Sonuçların Yorumlanması

Çalışmada 7 modelde, 1 senaryoda, toplam 13 farklı sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir. Mine dokusunda, dentin dokusunda ve restoratif

materyallerde von Mises, maksimum asal stres ve minimum asal stres analizleri değerlendirilmiştir. Diş dokularında ve restoratif materyallerde oluşan en yüksek stres değerleri değerlendirilmiştir. Stres yoğunluğu dağılımları hem kontrol grubu hem de modeller arasında değerlendirilmiştir. Referans alınan noktalardaki stres değerleri komşu 9 noktadaki streslerin aritmetik ortalaması hesaplanarak belirlenmiştir.

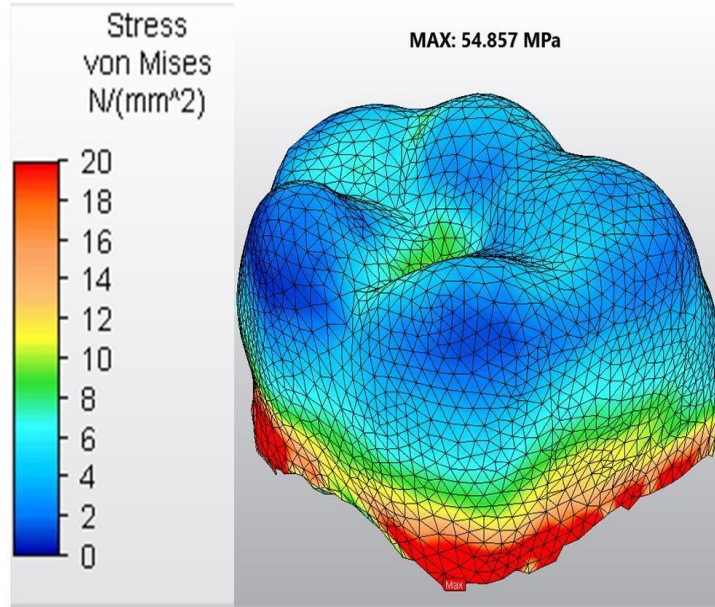
Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin, stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Bu amaçla çalışmamızda diş dokuları ve restoratif materyaller oluşan stres değerleri Megapascal (MPa) cinsinden verilmiş ve stres dağılımlarını kantitatif olarak değerlendirmek için üzerinde stres değerleri yer alan renk skalalarından yararlanılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Mine Dokusunda Oluşan Stres Bulguları

#### 4.1.1. Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Sağlıklı alt birinci molar diş modelinde mine dokusunda biriken maksimum stres değeri 54.857 MPa'dır. Stres dağılımı dişin servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Şekil 4.1'de kontrol grubu olan sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



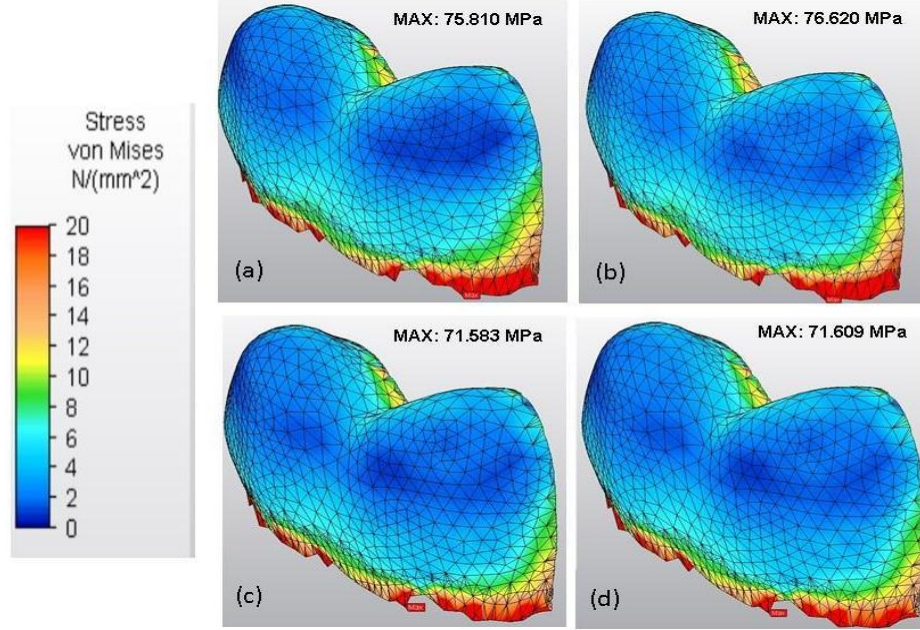
Şekil 4.1. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri

#### 4.1.2. Bukkal Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

3 farklı restoratif materyal ve 2 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen MOD kavite modelinde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir:

A ile restore edilen MOD kavite modelinde maksimum stres miktarı 75.810 MPa, CK ile restore edilen modelde maksimum stres miktarı 76.620 MPa, CKK ile restore edilen modelde 71.583 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 71.609 MPa

'dır. Sağlıklı diş modeli referans alındığında CKK ve RMCİK ile restore edilen modellerin aynı düğümde maksimum değere sahip olduğu gözlenmektedir. Stres dağılımına bakıldığında tüm modellerde servikal bölgede en fazla yoğunlaşma gözlenmiştir. Şekil 4.2'de MOD modelde meydana gelen stres dağılımları ve değerleri gözlenmektedir.

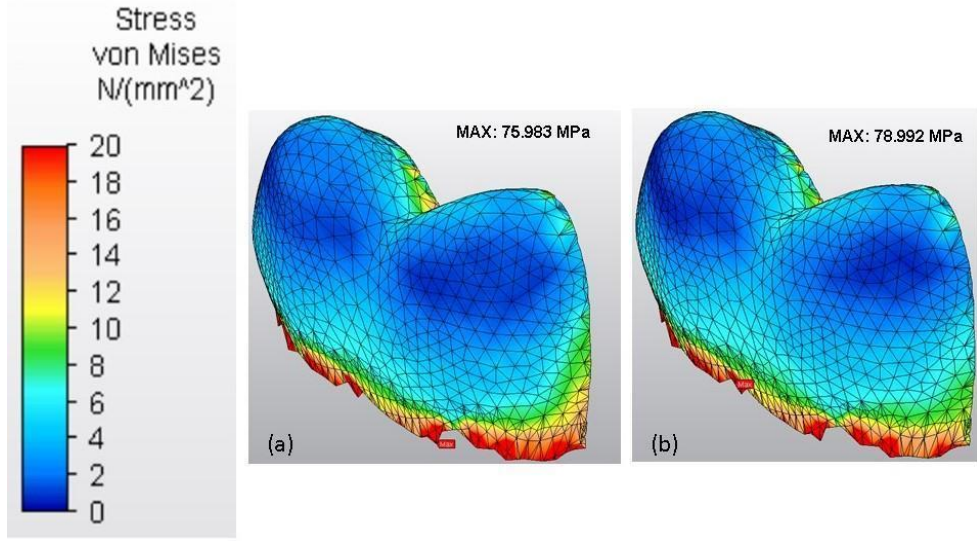


Şekil 4.2. MOD modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri

(a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

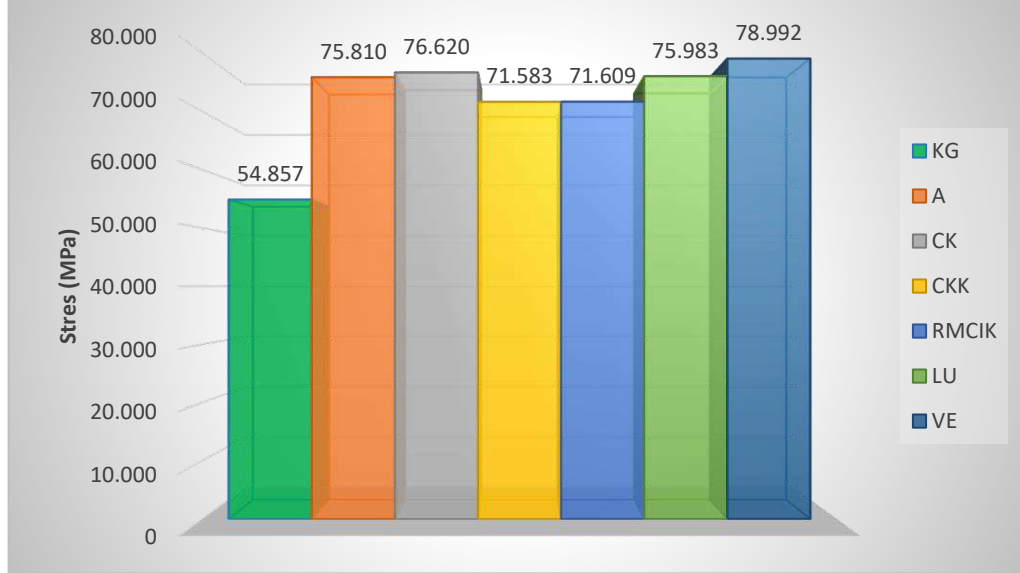
2 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen MOD modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir:

VE ile restore edilen modelde stres miktarı 78.992 MPa ve LU ile restore edilen modelde ise 75.985 MPa'dır. Modeller arası en fazla stres birikimi ise VE ile restore edilen MOD modelde olmuştur. Stres yoğunluğu her 2 restorasyonda da en fazla servikal bölgede gözlenmiştir. Sağlıklı diş modeli referans alındığında VE ile restore edilen modelin aynı düğümde maksimum değere sahip olduğu gözlenmektedir. Şekil 4.3.'de CAD/CAM modellerde meydana gelen stres dağılımları ve değerleri gözlenmektedir



Şekil 4.3. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen kavite modeli  
(a: LU, b: VE )

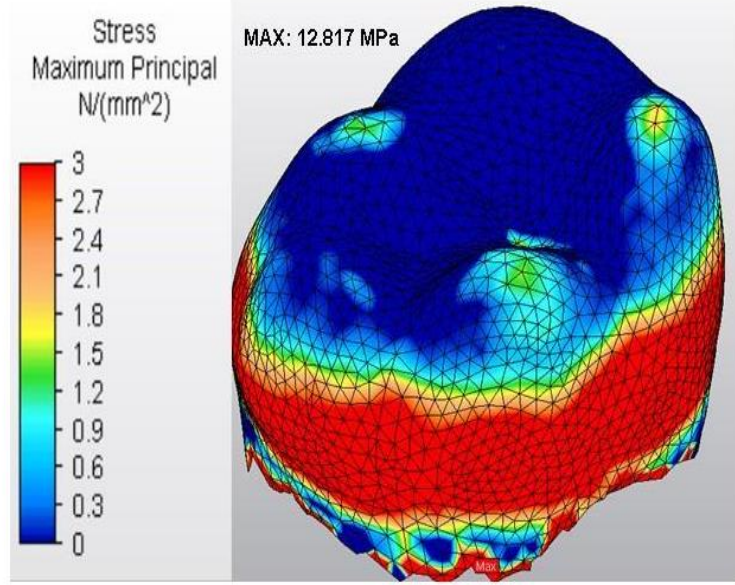
Şekil 4.4’de bukkal mine dokusunda oluşan en yüksek von Mises streslerinin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.4 Bukkal. mine dokusunda oluşan en yüksek von Mises streslerinin modeller arası ilişkisi

#### 4.1.3. Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

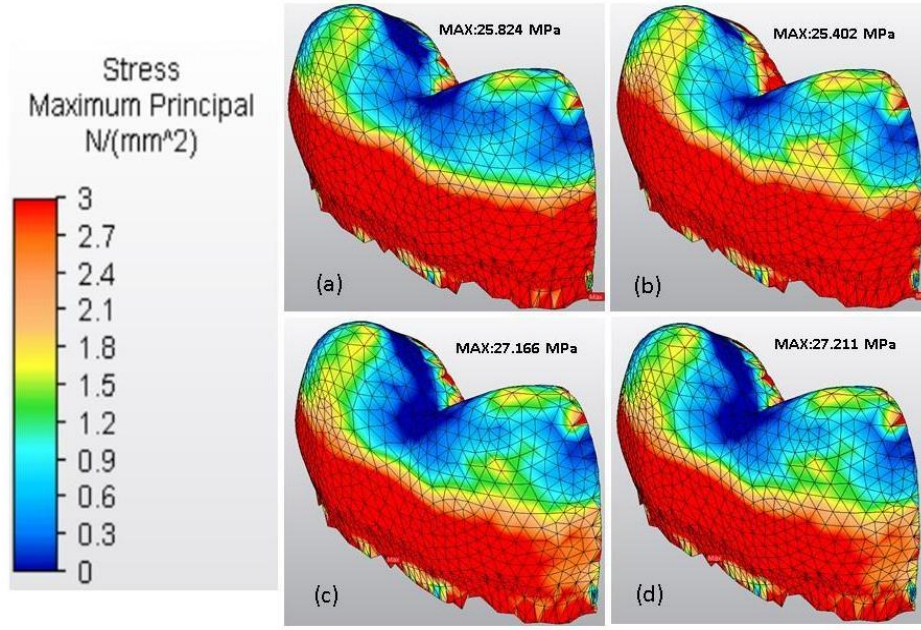
Kontrol grubunda mine dokusundaki en yüksek maksimum asal stres değeri 12.817 MPa'dır. Stres dağılımı yoğunluğu en fazla servikal bölgededir. Şekil 4.5'de kontrol grubunda oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri

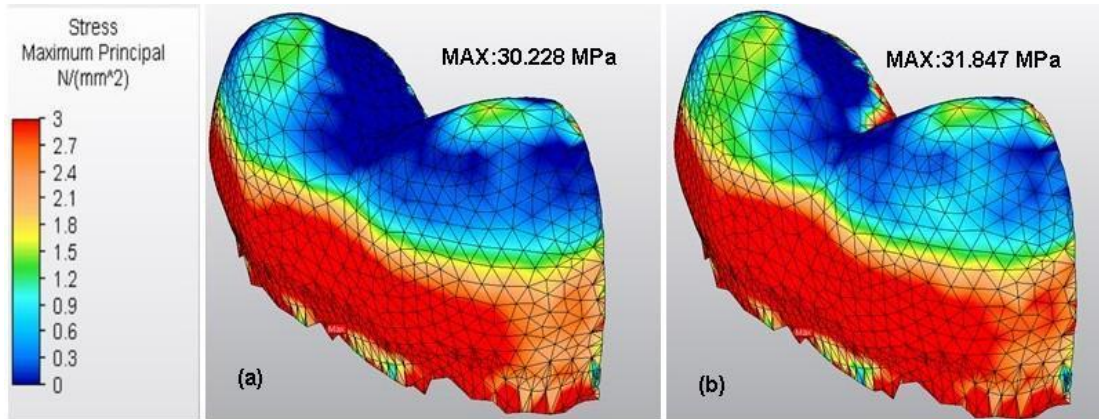
#### 4.1.4. Bukkal Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

Direkt olarak restore edilen kavite modelinde en fazla stres birikimi sırayla RMCİK ile restore edilen modelde (27.211 MPa), CKK ile restore edilen modelde (27.166 MPa) ve A ile restore edilen modelde (25.824 MPa) görülmüştür. Stres birikimi en az CK ile restore edilen modelde (25.402 MPa) görülmüştür. Tüm modellerde stres yoğunluğu kontrol grubunda olduğu gibi servikal bölgede izlenmiştir. Şekil 4.6' da direkt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri (a: A, b: CKK, c:CK, d: RMCİK)

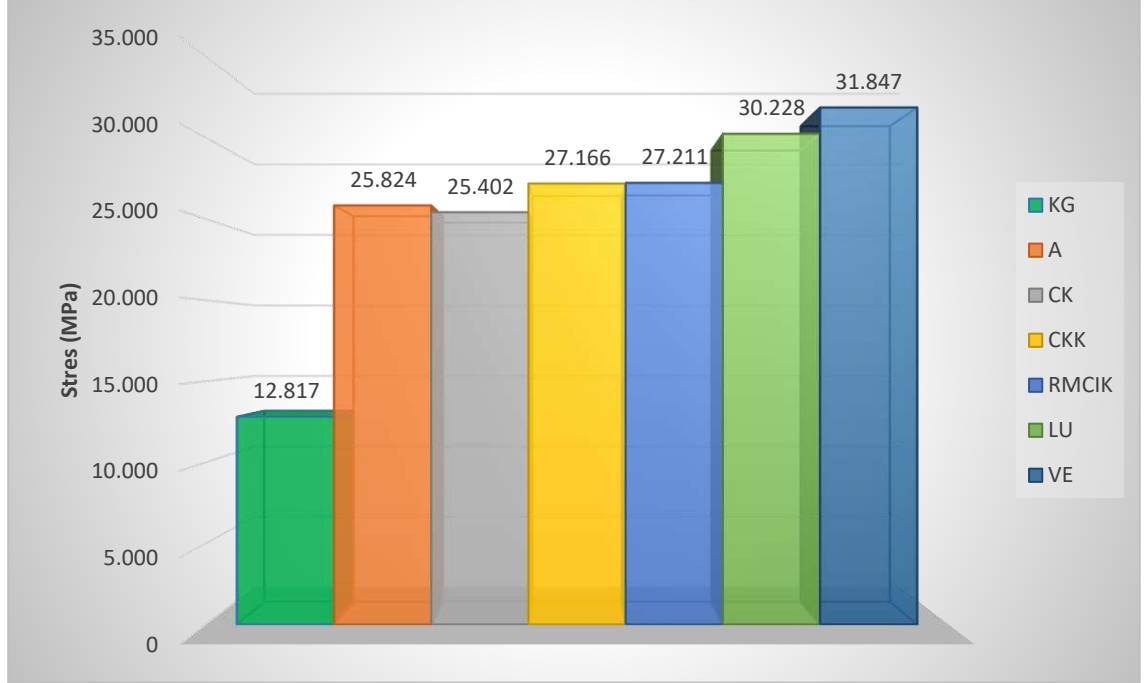
İndirekt olarak restore edilen kavite modelinde en fazla stres birikimi VE modelde (31.847 MPa) olmuştur. LU ile restore edilen modelde (30.228 MPa) ise stres birikimi daha az olmuştur. Şekil 4.7’ de indirekt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.7. İndirekt olarak uygulanan restoratif materyallerin stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri (a: LU, b: VE)



Şekil 4.8’de bukkal mine dokusunda oluşan maksimum asal streslerin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

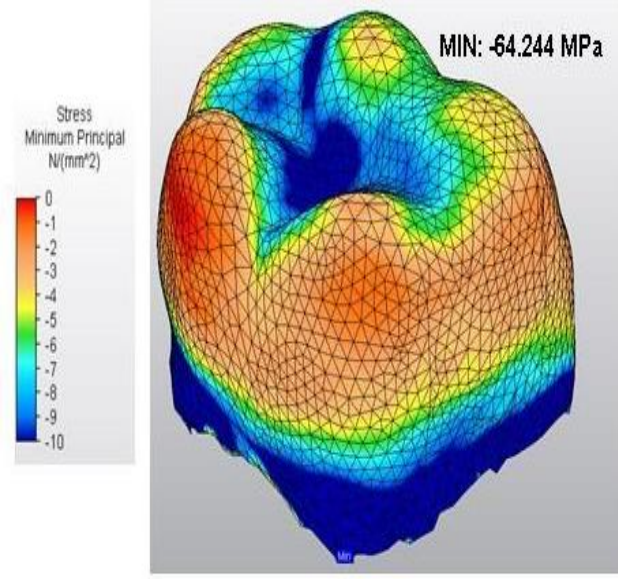


Şekil 4.8. Bukkal mine dokusunda oluşan maksimum asal streslerin modeller arası ilişkisi

#### 4.1.5. Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

Tüm modeller arasında en yüksek minimum asal stres değeri kontrol grubunda gözlenmiştir (-64.244 MPa). En yoğun stres minenin servikal bölgesinde izlenmiştir. İkincil stres birikimi bölgesi ise okluzal yüzeyde gözlemlenmiştir.

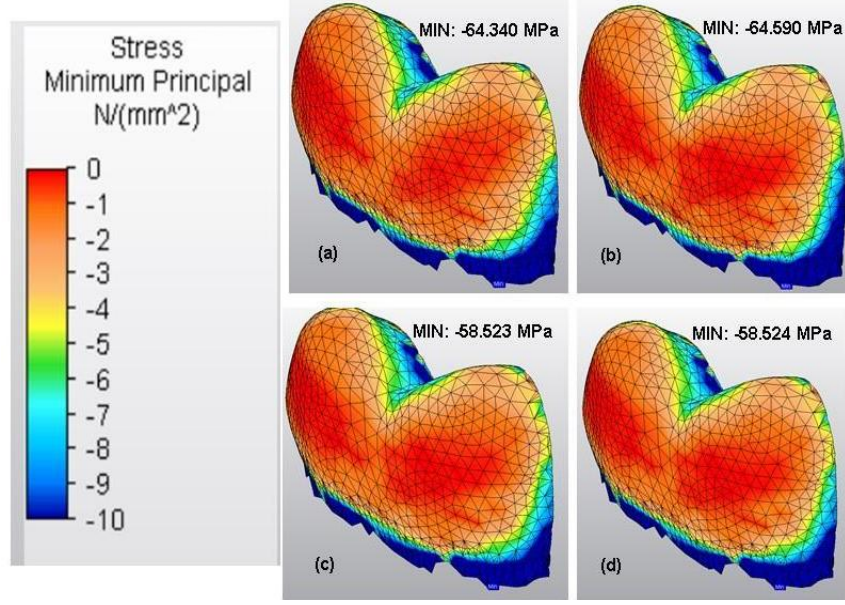
Şekil 4.9’da kontrol grubu olan sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri

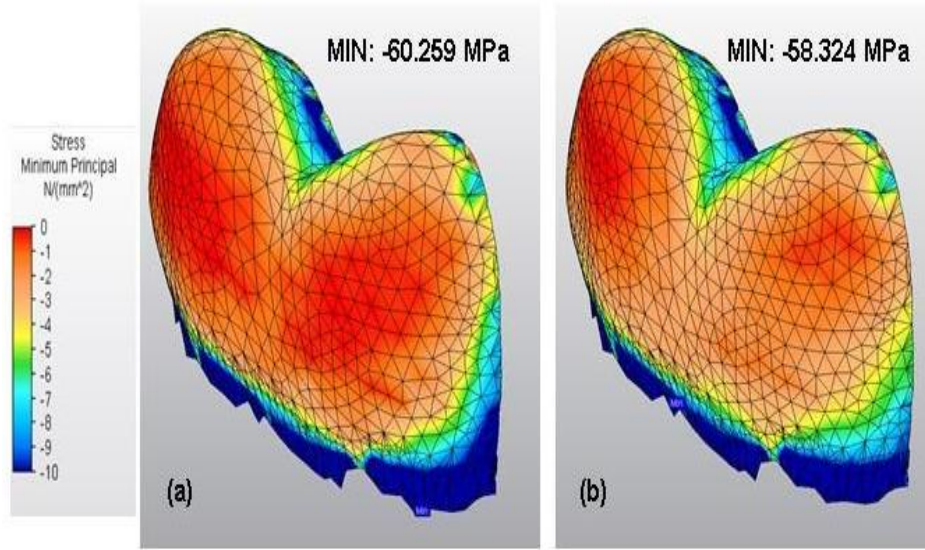
#### 4.1.6. Bukkal Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde değerler şu şekildedir: A ile restore edilen modelde -64.340 MPa, CK ile restore edilen modelde -64.590 MPa, CKK ile restore edilen modelde -58.523 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde -58.524 MPa'dır. A ve CK ile ve CKK ile RMCİK ile materyaller arası stres değerinde benzerlik gözlenmiştir. Tüm modellerde en yoğun stres servikal ve oklüzal bölgede birikmiştir. Şekil 4.10'da direkt uygulanan restoratif materyallerin modelde oluşturduğu minimum asal stres dağılımı gösterilmiştir.



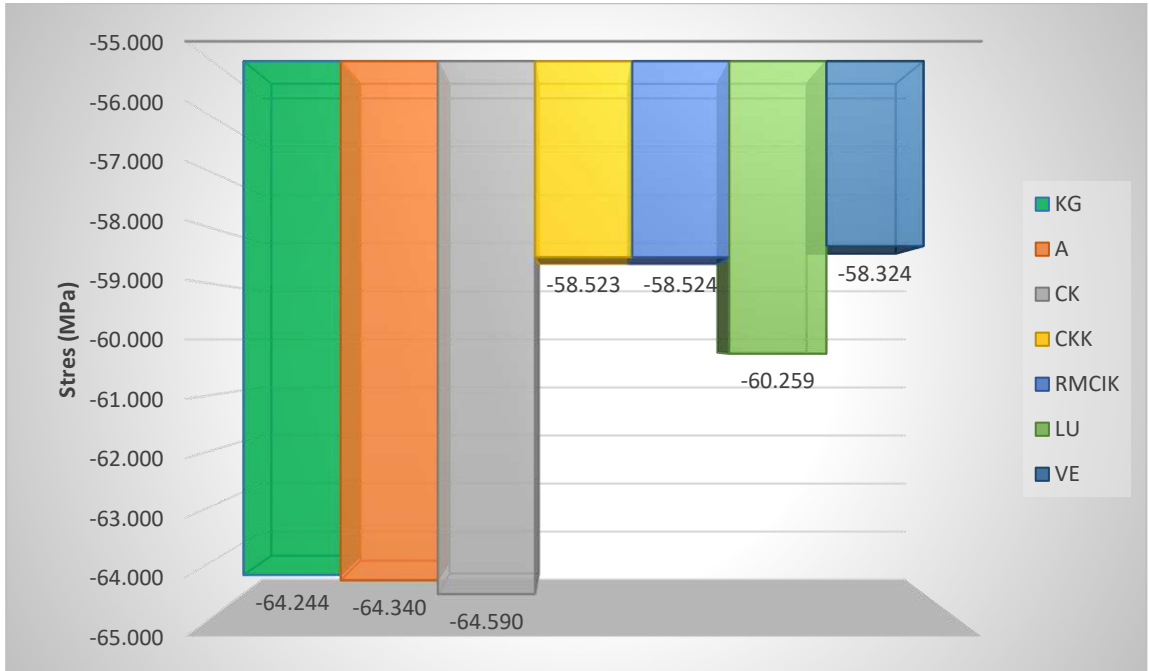
Şekil 4.10. Direkt uygulanan restoratif materyallerin modelde bukkal minede oluşturduğu minimum asal stres dağılımı (a:A, b:CK, c: CKK, d: RMCİK )

İndirekt uygulanan restoratif CAD/CAM materyallerinde en yüksek değer LU ile restore edilen modelde (-60.259 MPa) gözlenmiştir. VE ile restore edilen modelde ise minede gözlenen minimum asal stres değeri -58.324 MPa'dır. Şekil 4.11'de iki CAD/CAM materyallerinin modelde oluşturduğu stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.11. İki CAD/CAM materyalinin modelde bukkal minede oluşturduğu minimum asal stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.12' de bukkal mine dokusunda oluşan minimum asal streslerin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

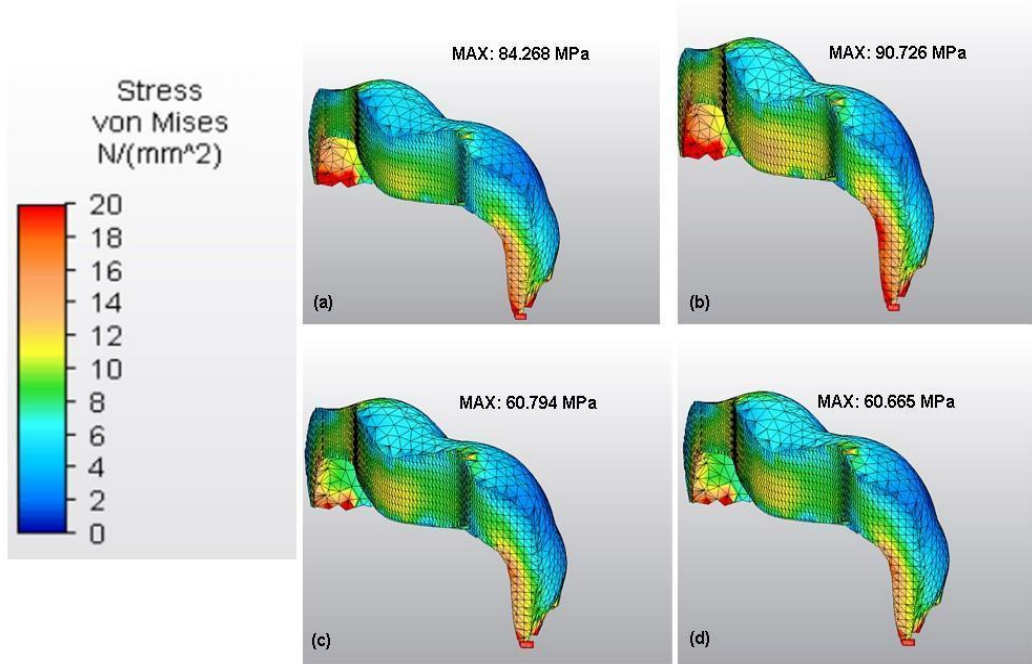


Şekil 4.12. Bukkal mine dokusunda oluşan minimum asal streslerin modeller arası ilişkisi

#### 4.1.7. Lingual Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

3 farklı restoratif materyalin direkt olarak uygulanmasıyla restore edilen kavite modelinde gruplar arası stres değerleri ve dağılımı şu şekildedir:

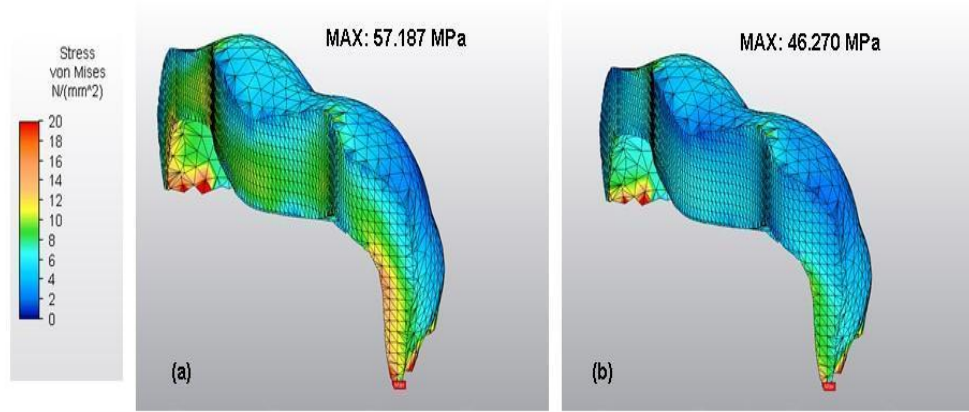
A ile restore edilen kavite modelinde 84.268 MPa, CK ile restore edilen modelde 90.726 MPa, CKK ile restore edilen modelde 60.794 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 60.665 MPa' dır. Şekil 4.13' de modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmektedir.



Şekil 4.13. Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerle restore edilen kavite modelinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK )

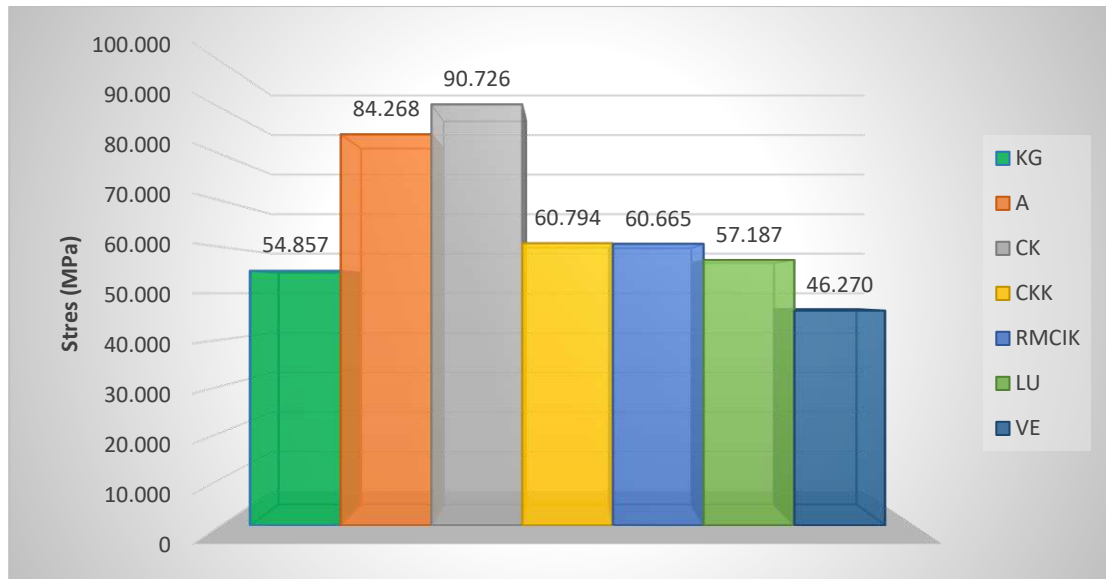
2 farklı CAD/CAM materyali ile indirekt yöntemle restore edilen modelde ise stres değerleri şu şekildedir:

LU ile restore edilen modelde 57.187 MPa ve VE ile restore edilen modelde ise 46.270 MPa'dır. Şekil 4.14'de 2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan stres dağılımı ve değerleri gösterilmektedir.



Şekil 4.14. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.15’de lingual mine dokusunda oluşan von Mises stres değerlerinin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

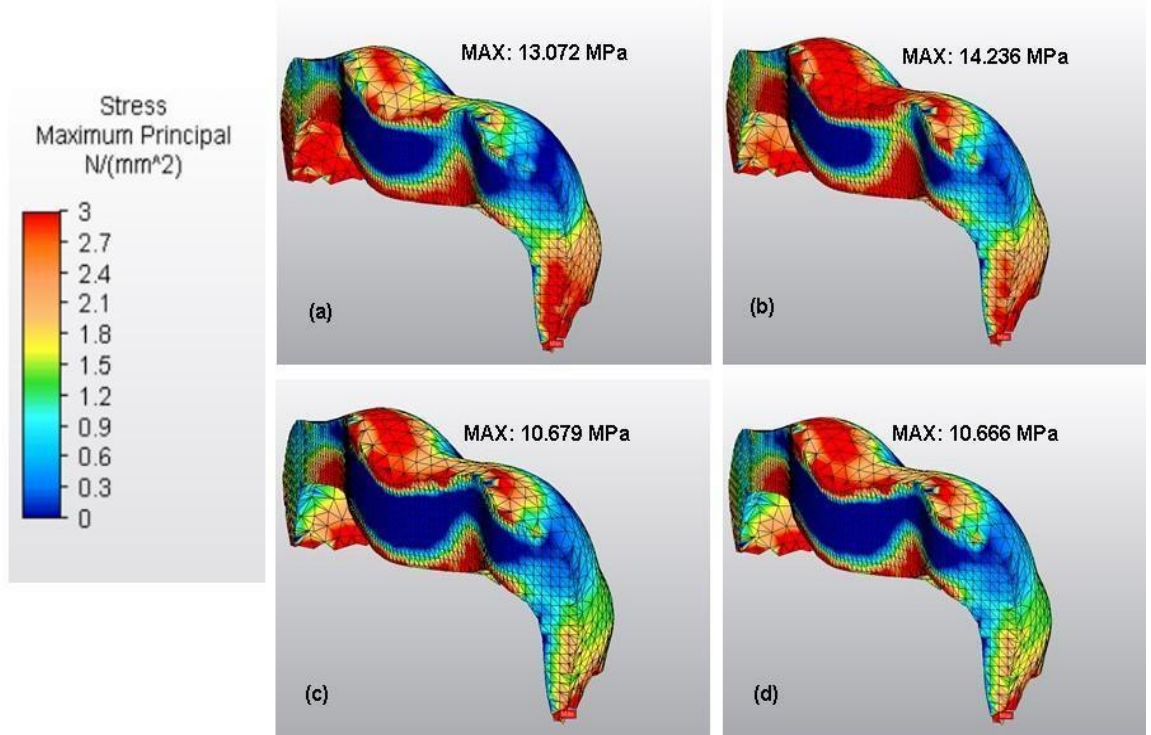


Şekil 4.15. Lingual mine dokusunda oluşan von Mises stres değerlerinin modeller arası ilişkisi

#### 4.1.8. Lingual Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

3 farklı direkt restoratif materyal ile restore edilen kavite modelinde materyallere göre stres birikimi şu şekildedir:

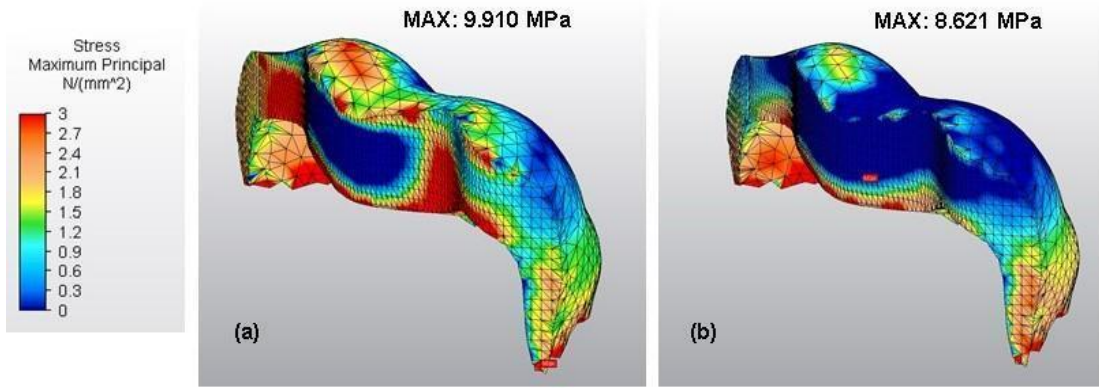
A ile restore edilen modelde 13.072 MPa, CK ile restore edilen modelde 14.236 MPa, CKK ile restore edilen modelde 10.679 MPa ve RMCİK ile restore edilen modele ise 10.666 MPa' dır. Stres yoğunlu en fazla dişin servikali ve ikinci olarak da lingual tüberkülün okluzalinde olmuştur. Şekil 4.16'da modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.16. Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

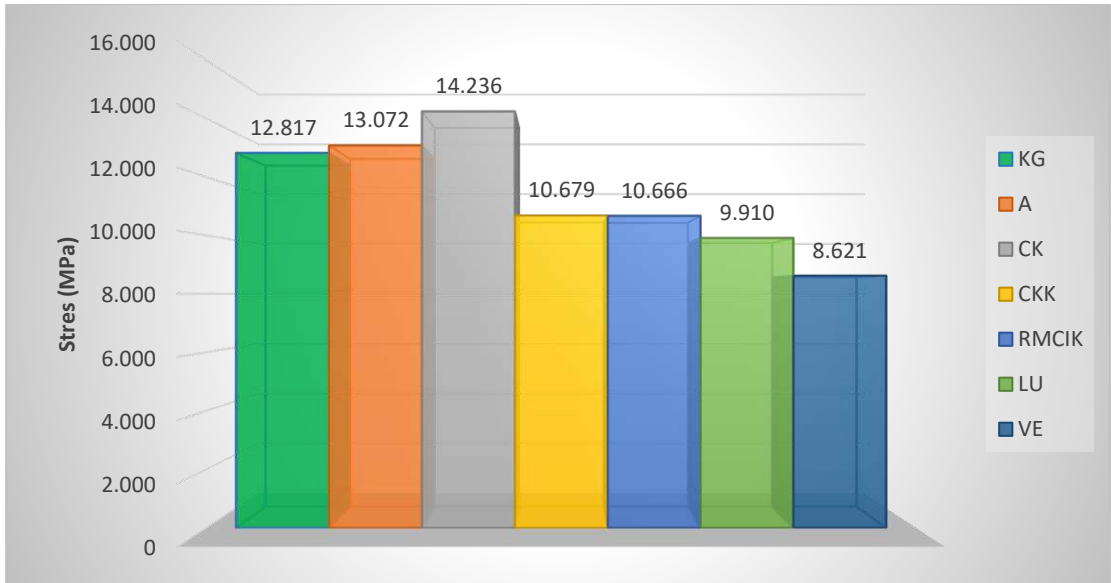
2 farklı CAD/CAM materyali ile indirekt yöntemle restore edilen modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir:

LU ile restore edilen modelde 9.910 MPa ve VE ile restore edilen modelde ise 8.621 MPa' dır. Şekil 4.17'de modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.17. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.18'de lingual mine dokusunda oluşan maksimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



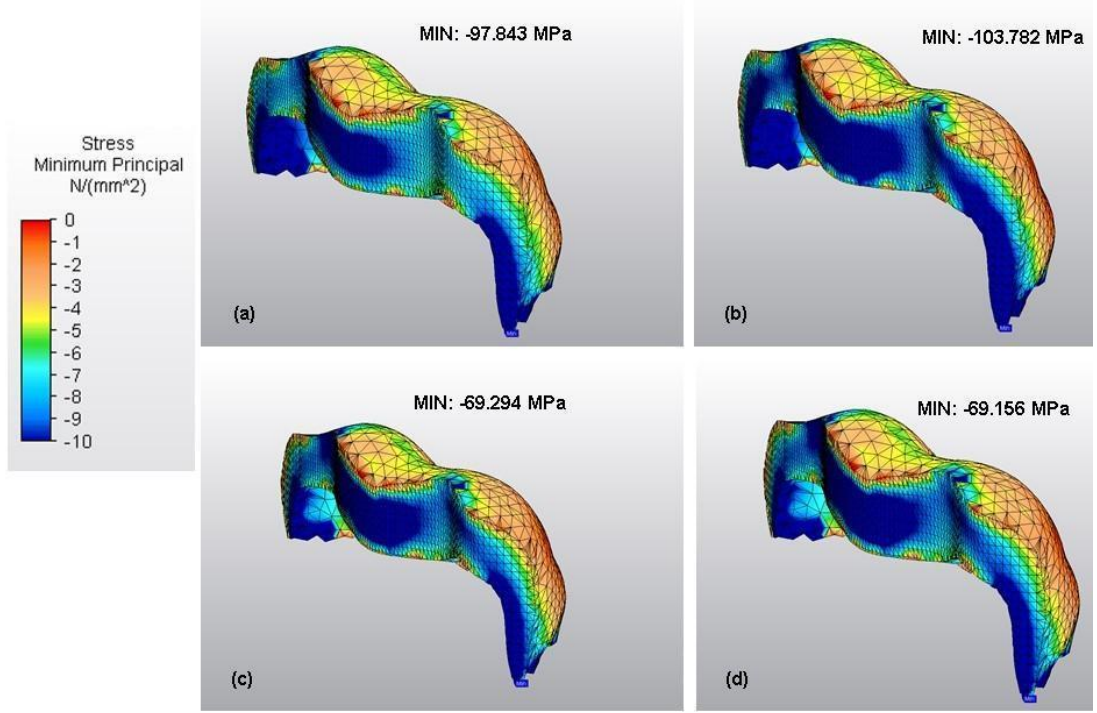
Şekil 4.18. Lingual mine dokusunda oluşan maksimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi

#### 4.1.9. Lingual Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

3 farklı direkt olarak uygulanan restoratif materyal ile restoren edilen modelde oluşan minimum stres değerleri şu şekildedir:



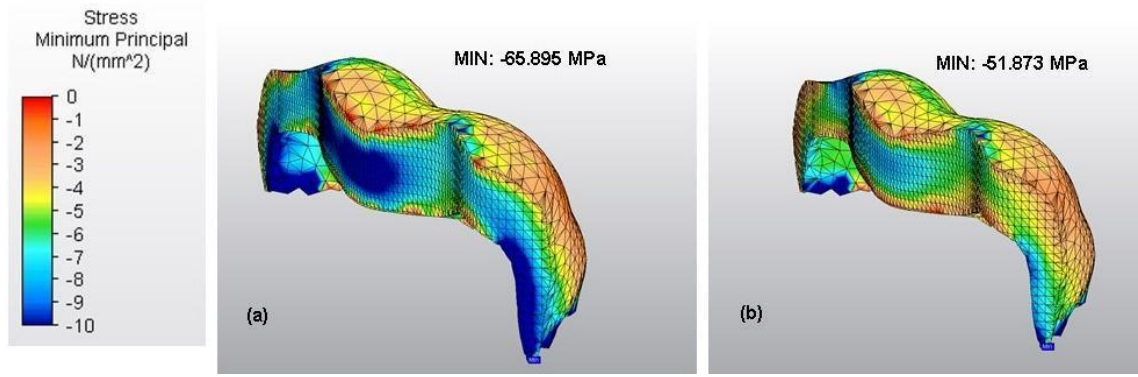
A ile restore edilen modelde -97.843 MPa, CK ile restore edilen modelde -103.782 MPa, CKK ile restore edilen modelde -69.294 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde -69.156 MPa'dır. En yüksek değer CK ile restore edilen modelde olup CKK ve RMCİK ile restore edilen modeller en düşük stres değerine sahip olurken bu iki modelde oluşan minimum stres miktarı aynı düğümde olduğu görölmüştür. Şekil 4.19'da modellerde oluşan minimum stres yoğunluğu ve dağılımını gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Dört farklı direkt olarak uygulanan restorasyonda modelde oluşan minimum asal stres dağılımını ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

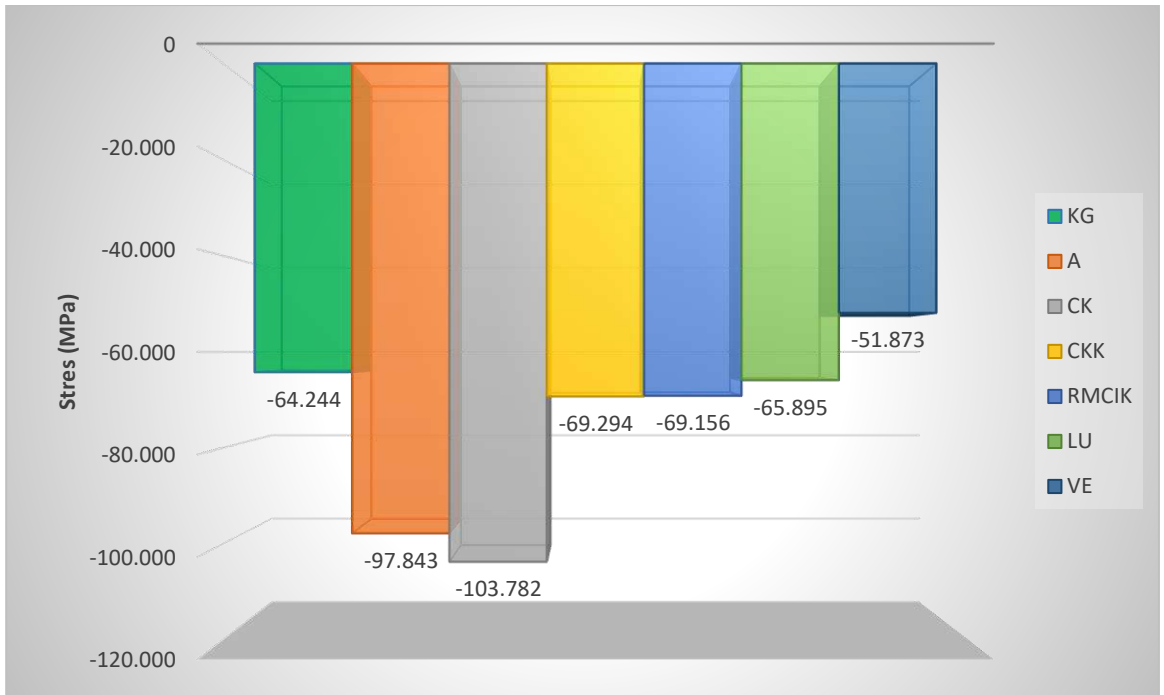
2 farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan stres değerleri şu şekildedir:

LU ile restore edilen modelde -65.895 MPa ve VE ile restore edilen modelde -51.873 MPa olduğu gözlemlenmiştir. Şekil 4.20'de CAD/CAM materyalleri ile restore edilen modelde oluşan stres yoğunluğu dağılımını gösterilmiştir.



Şekil 4.20. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri (a: LU, b: VE )

Şekil 4.21’de lingual mine dokusunda oluşan minimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

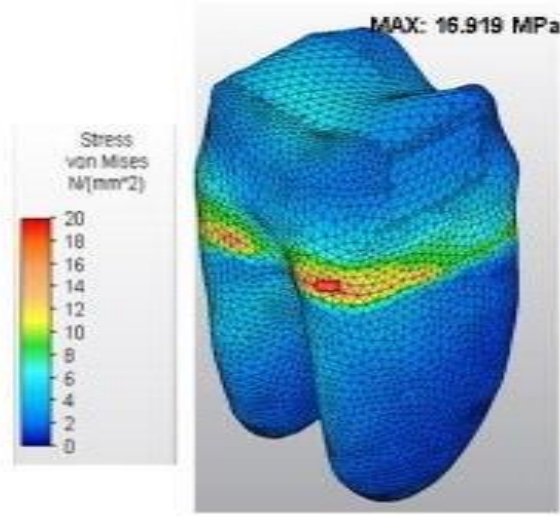


Şekil 4.21. Lingual mine dokusunda oluşan minimum asal stres değerlerinin modeller arası ilişkisi

## 4.2. Dentin Dokusunda Oluşan Stres Bulguları

### 4.2.1. Dentin Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Kontrol grubunda dentin dokusunda biriken stres miktarı 16.919 MPa olarak bulunmuştur. Stres yoğunluğunun en fazla olduğu alan dişin servikal bölgesindedir. Sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.22’de gösterilmiştir.

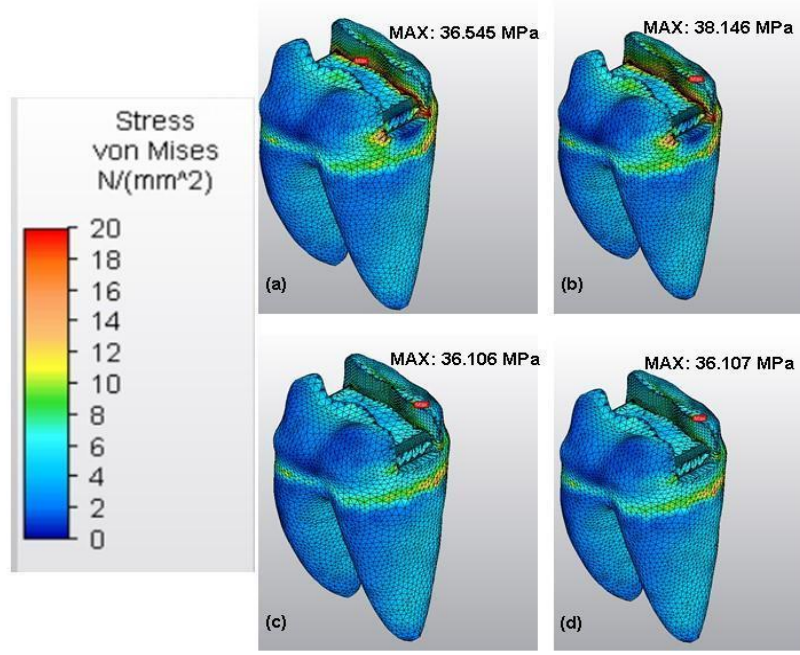


Şekil 4.22. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri

3 farklı direkt restoratif materyalle restore edilen MOD modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir:

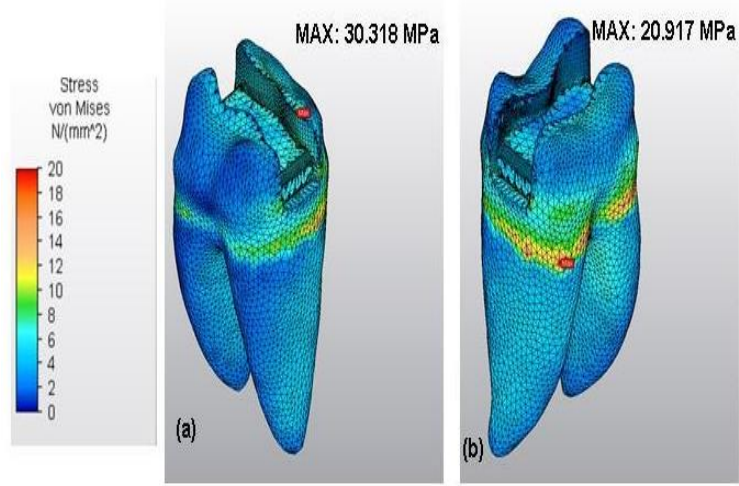
A ile restore edilen modelde maksimum stres miktarı 36.654 MPa, CK ile restore edilen modelde 38.146, CKK ile restore edilen modelde 36.106 ve RMCİK ile restore edilen modelde 36.107 MPa’ dır. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında modellerin kontrol grubundan daha fazla stres miktarına sahip olduğu gözlenmektedir.

Modellerin stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.23’de gösterilmiştir.



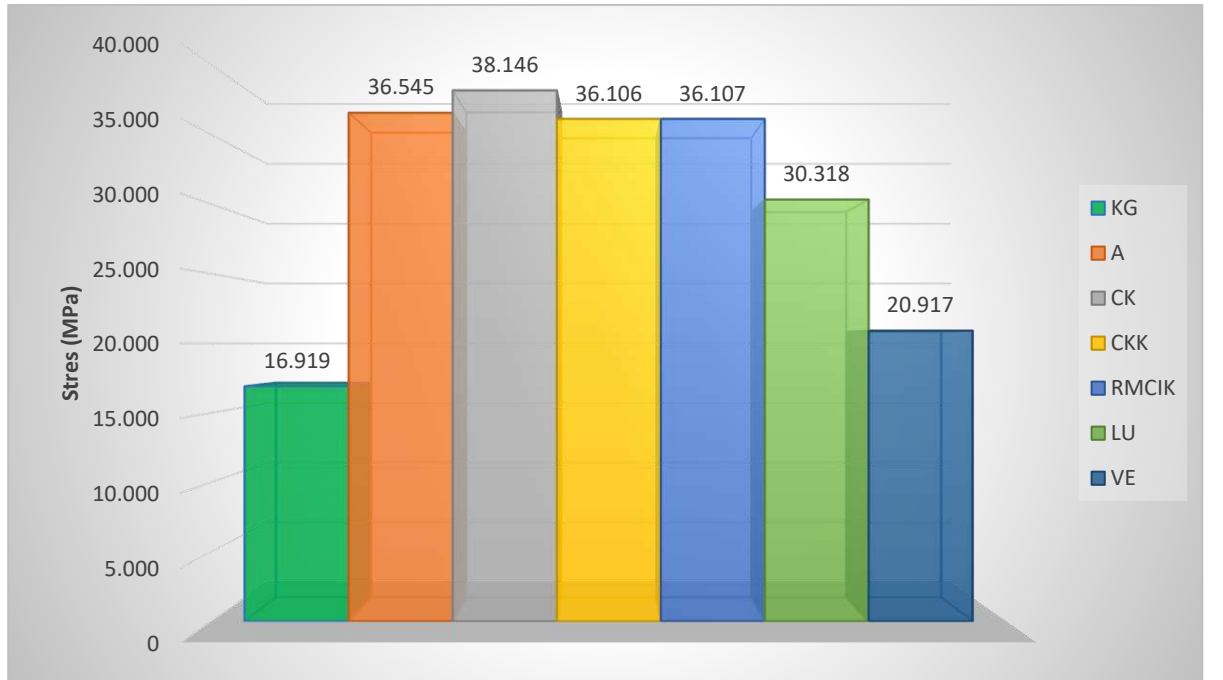
Şekil 4.23. Direkt uygulanan restoratif materyallerin modelde oluşturduğu von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK )

CAD/CAM materyalleri arasında en yüksek değere sahip model LU ile restore edilen modeldir (30.318 MPa). VE ile restore edilen model 20.917 MPa stres değerine sahiptir. CAD/CAM materyalleri arasındaki stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri Şekil 4.24’de yer almaktadır.



Şekil 4.24. CAD/CAM materyalleri arasındaki stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri (a: LU, b: VE)

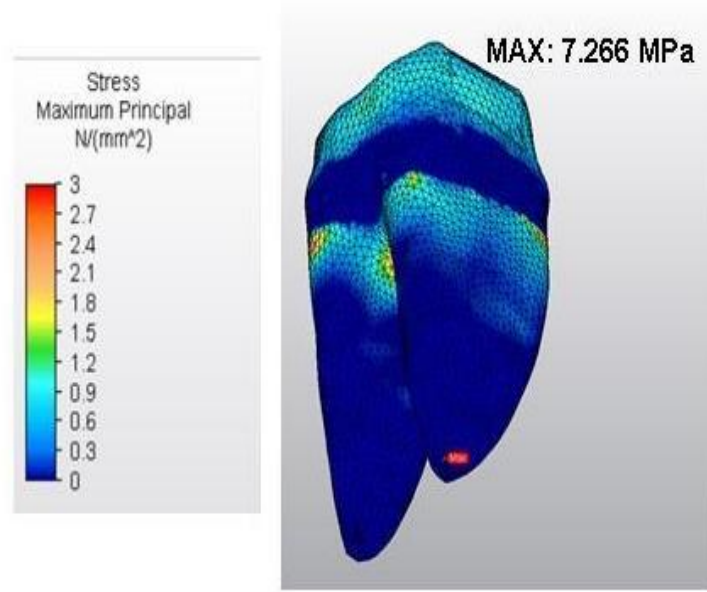
Şekil 4.25’de dentin dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.25. Dentin dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi.

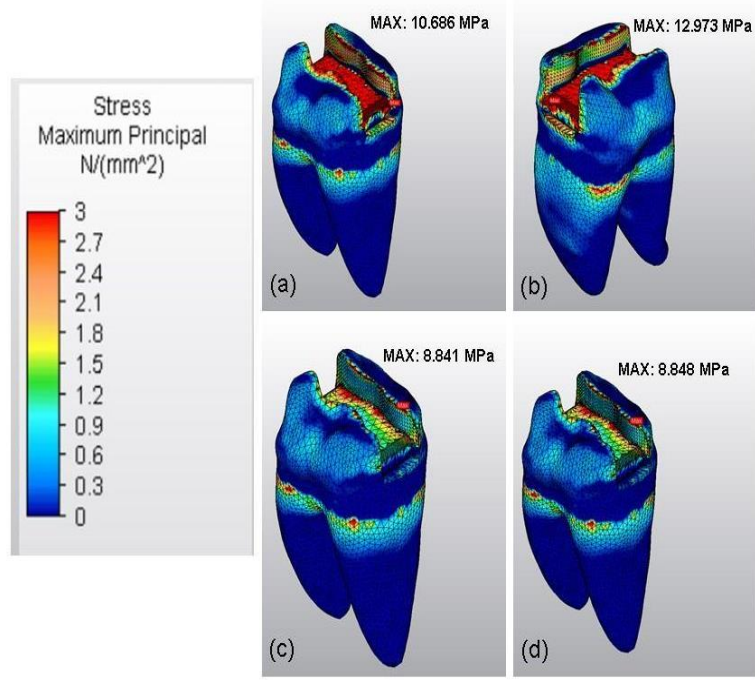
#### 4.2.2. Dentin Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

Kontrol grubunda bulunan maksimum asal stres miktarı 7.266 MPa olup, dişin apikal bölgesinde yoğun stres birikimi görünmüştür. Şekil 4.26’da kontrol grubunda yer alan maksimum stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



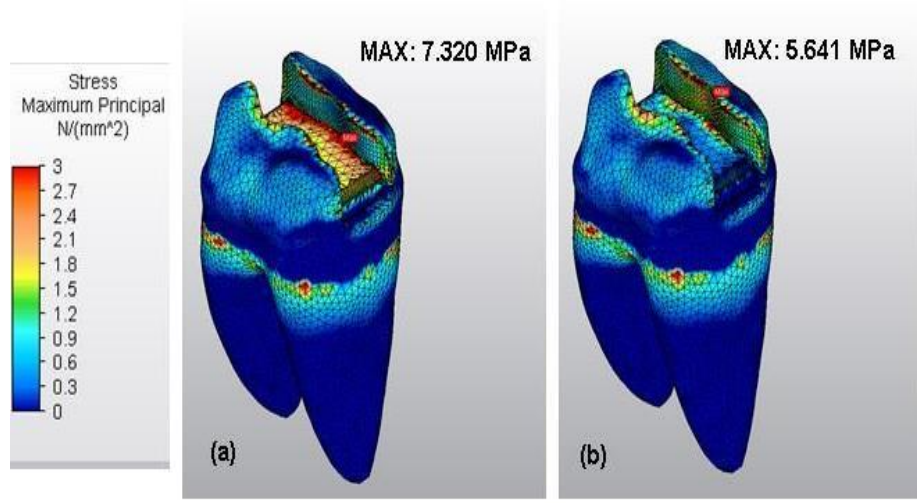
Şekil 4.26. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri

Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde stres dağılımları şu şekildedir: A ile restore edilen modelde 10.686 MPa, CK ile restore edilen modelde 12.973 MPa, CKK ile restore edilen modelde 8.841 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 8.848 MPa olmuştur. Şekil 4.27’de direkt olarak uygulanan restoratif materyallerin bulunduğu stres dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



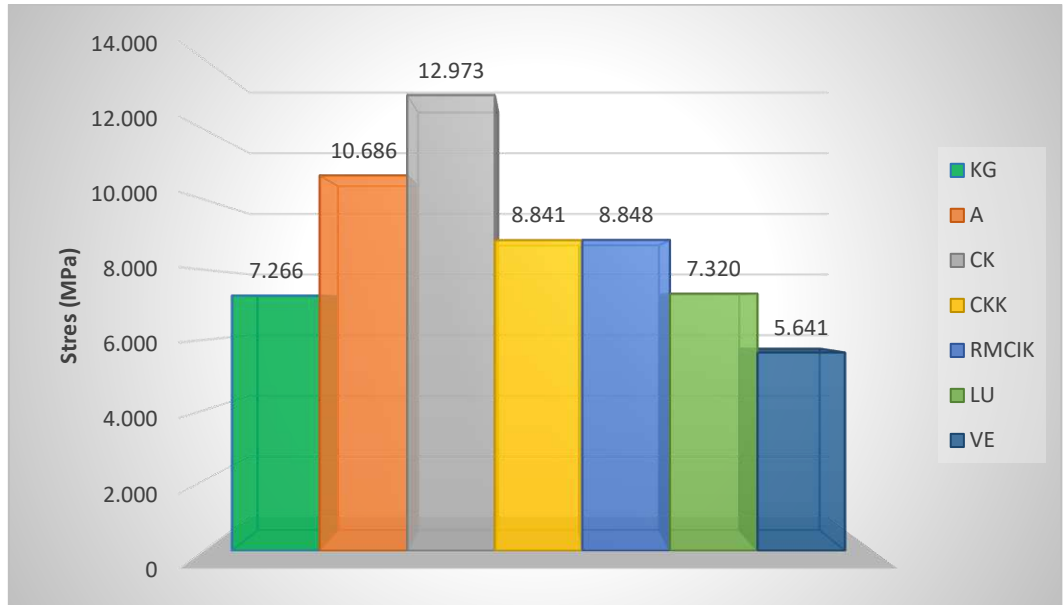
Şekil 4.27. Direkt restoratif materyallerle restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

2 farklı CAD/CAM ile restore edilen modele bakılacak olursa, LU ile restore edilen modelde oluşan maksimum stres 7.320 ve VE ile restore edilen modelde 5.641 MPa'dır. Şekil 4.28' de 2 CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan stres dağılımı ve değerleri gösterilmiştir. Streslerin kavite tabanında ve lingual tüberkülde biriktiği gözlemlenmiştir.



Şekil 4.28. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan maksimum asal stres değerleri ve verileri (a: LU, b: VE )

Şekil 4.29'da dentin dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

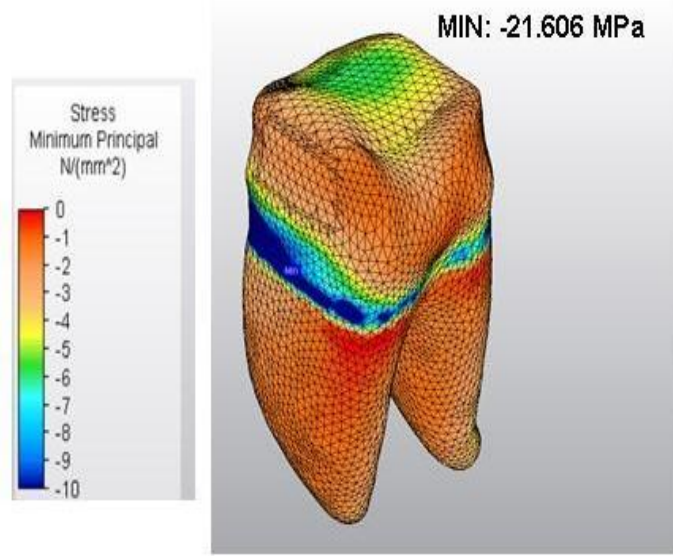


Şekil 4.29. Dentin dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi



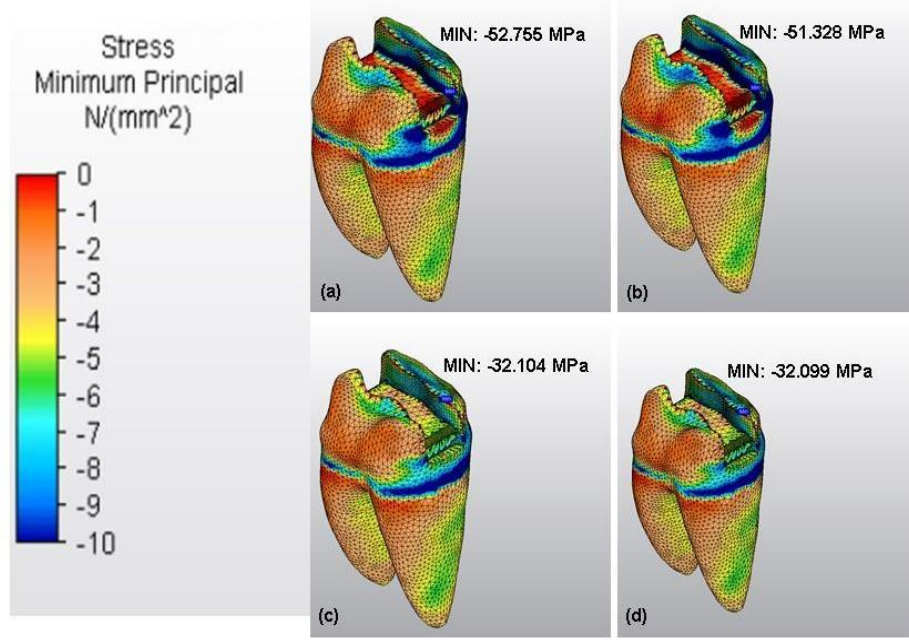
### 4.2.3. Dentin Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

Kontrol grubunda biriken en yüksek minimum asal stres değeri -21.606 MPa'dır. Dişin servikal kısmında yoğun stres birikimi gözlenmiştir. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.30'da gösterilmektedir.



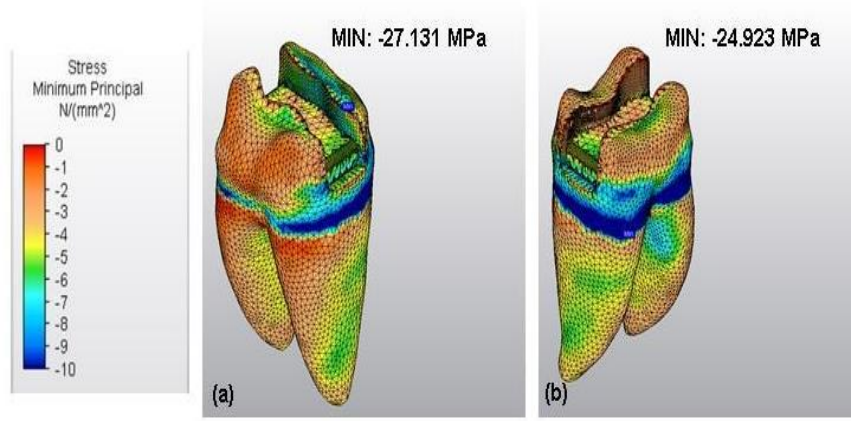
Şekil 4.30. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılım ve değerleri

3 farklı direkt restoratif materyalle restore edilen modelde gruplar arası stres değerleri ve dağılımı şu şekildedir: A ile restore edilen modelde -52.755 MPa, CK ile restore edilen modelde -51.328 MPa, CKK ile restore edilen modelde -32.104 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde -32.099 MPa stres birikmiştir. A ve CK ile restore edilen modellerde stres birikimi MOD kavite tabanında, aproksimal yüzeylerinde ve gingival basamakta olmuştur. Şekil 4.31'de direkt olarak uygulanan restoratif materyallerin modelde oluşturduğu stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmektedir.



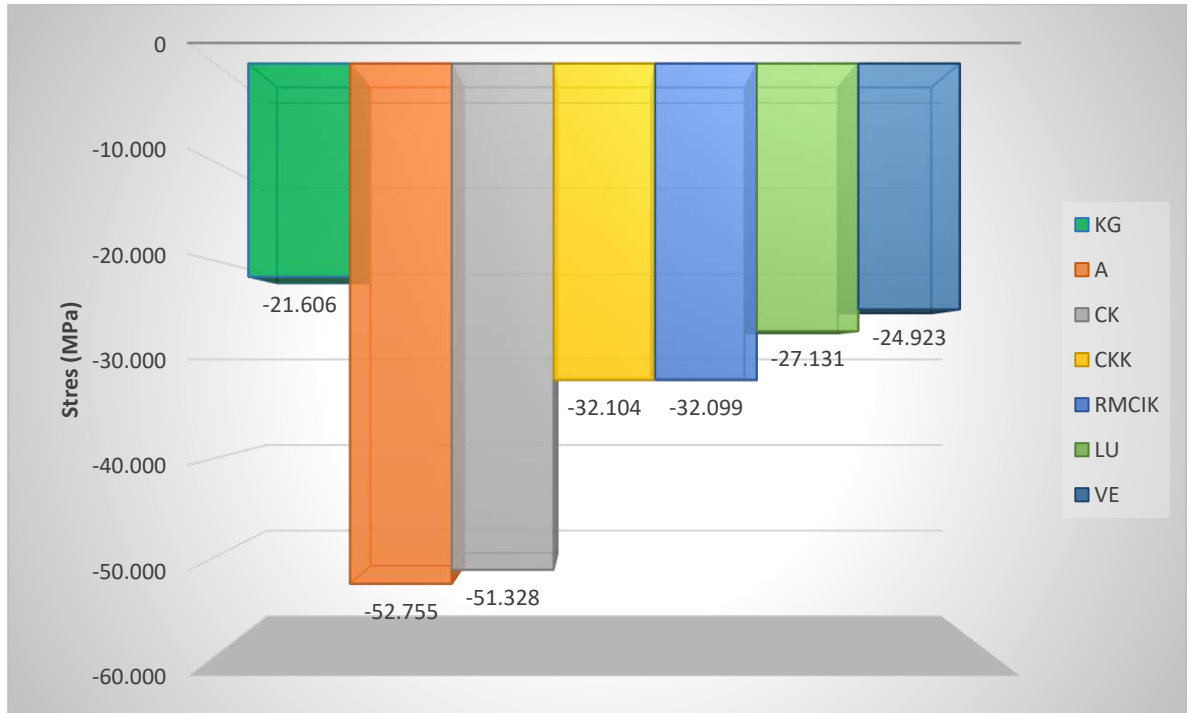
Şekil 4.31. Direkt olarak uygulanan restoratif materyaller ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK d: RMCİK)

2 farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde stres miktarları şu şekildedir: LU ile restore edilen modelde stres miktarı -27.131 MPa ve VE ile restore edilen modelde ise -24.923 MPa' dır. Şekil 4.32'de 2 farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.32. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri ( a: LU, b: VE )

Şekil 4.33’de dentin dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



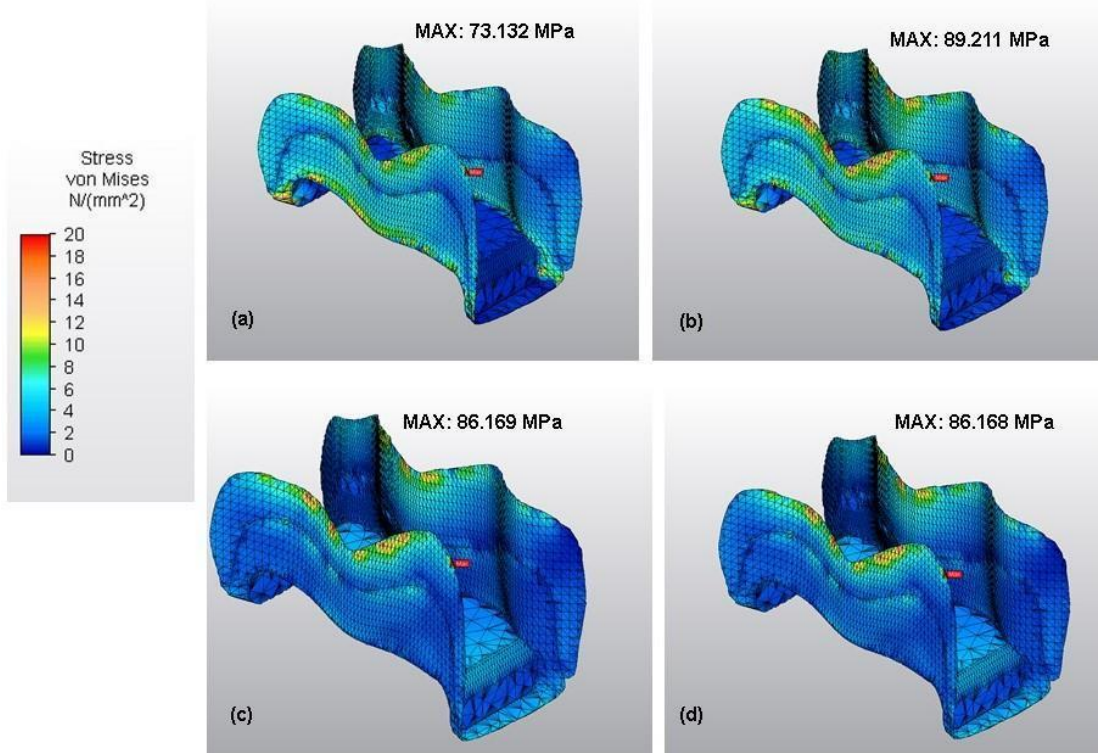
Şekil 4.33. Dentin dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

### 4.3. Adeziv Materyalinde Oluşan Stres Bulguları

#### 4.3.1. Adeziv Materyalinde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Yapılan çalışmada, modellerin tümünde 30µm kalınlığında adeziv tabakası uygulanmıştır. Adeziv materyallerinde biriken stres yoğunluğu şu şekildedir:

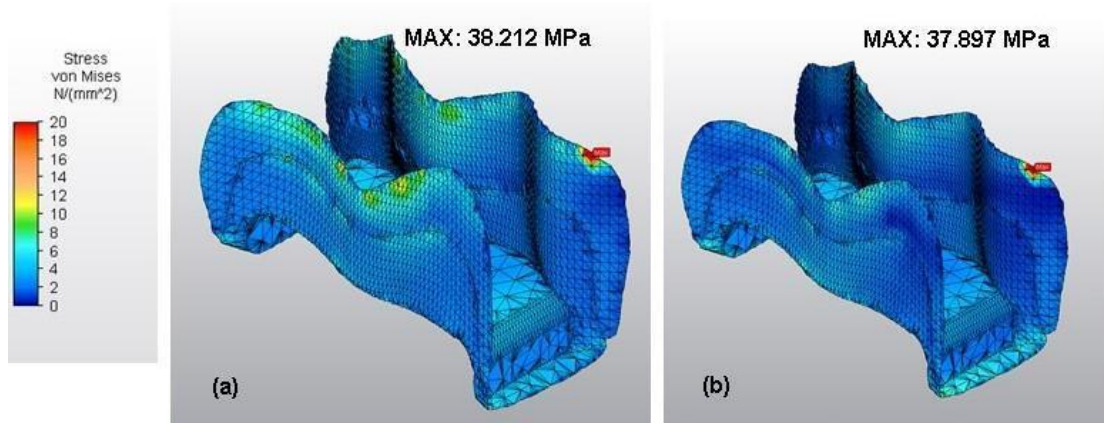
A ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres miktarı 73.132 MPa, CK ile restore edilen modelde 89.211 MPa, CKK ile restore edilen modelde 86.169 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 86.168 MPa'dır. Değerler karşılaştırıldığında adeziv tabakada en fazla yük miktarı CK ile restore edilen modelde, en az stres ise RMCİK ile restore edilen modelde ortaya çıkmıştır. Şekil 4.34'de 3 farklı direkt olarak restore edilen modelde uygulanan adezivde biriken stres yoğunluğu ve dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.34. Adeziv materyallerinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK )

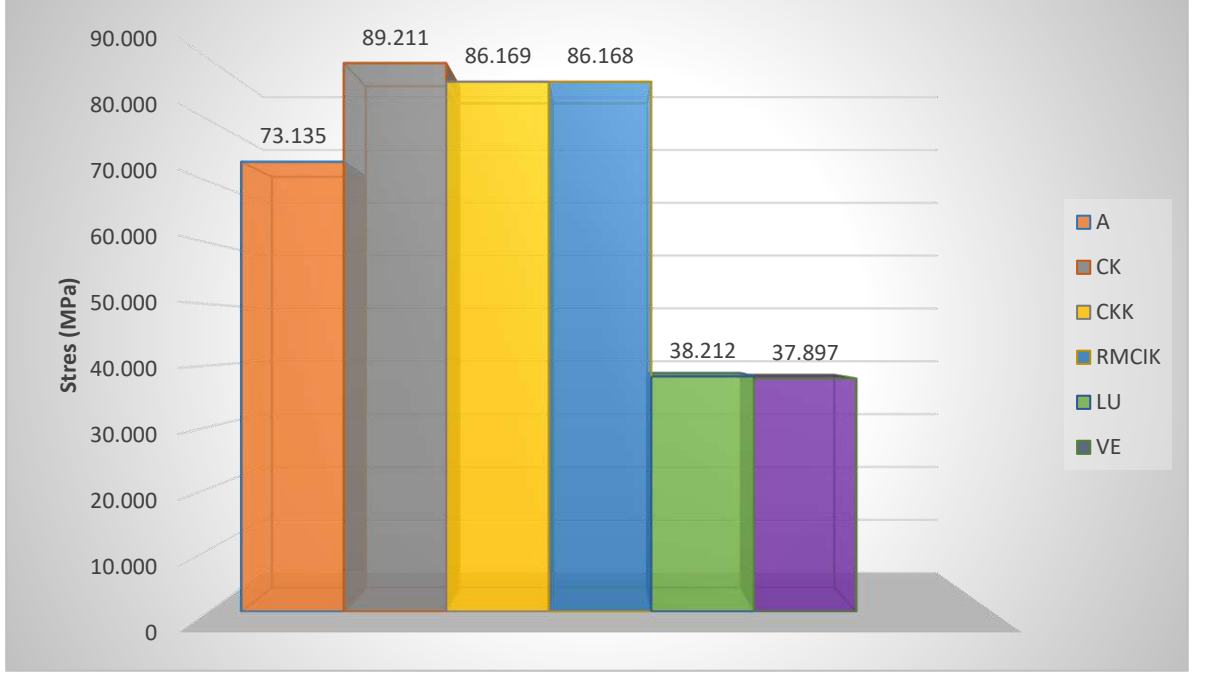
2 farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde uygulanan adeziv materyalinde oluşan stres değerleri şöyledir:

LU ile restore edilen modelde 38.212 MPa ve VE ile restore edilen modelde 37.897 MPa'dır. Şekil 4.35'de CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.35. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

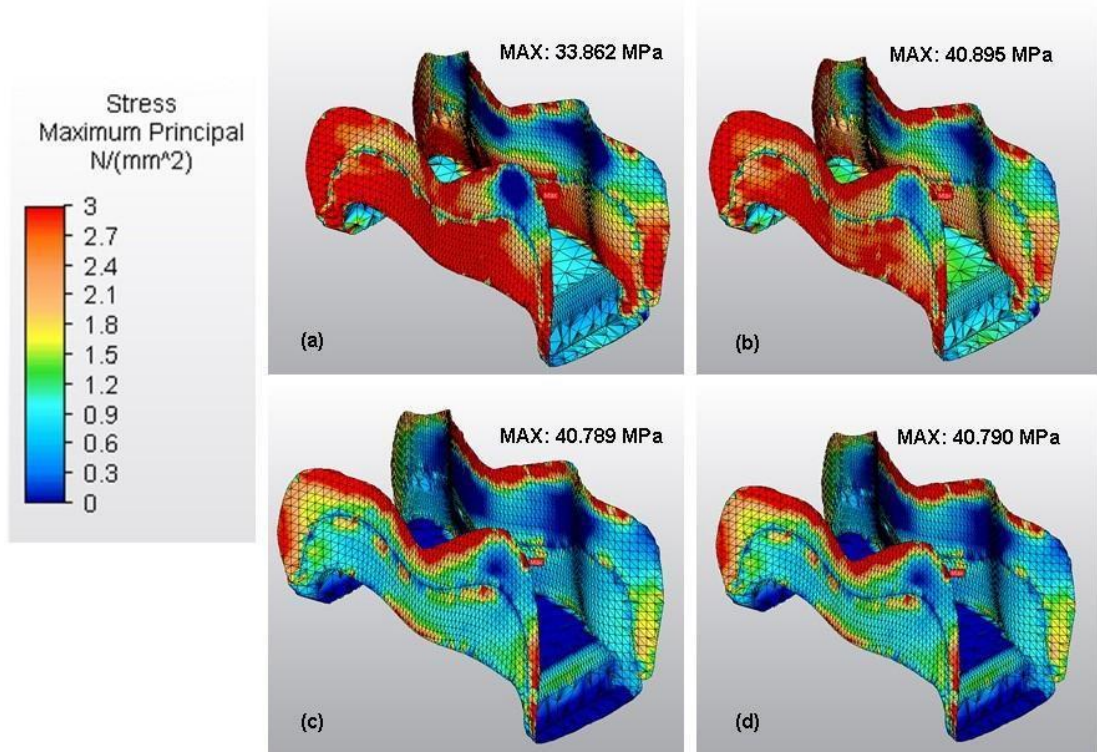
Şekil 4.36'da adeziv materyallerinde oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.36. Adeziv materyallerinde oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

#### 4.3.2. Adeziv Materyalinde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

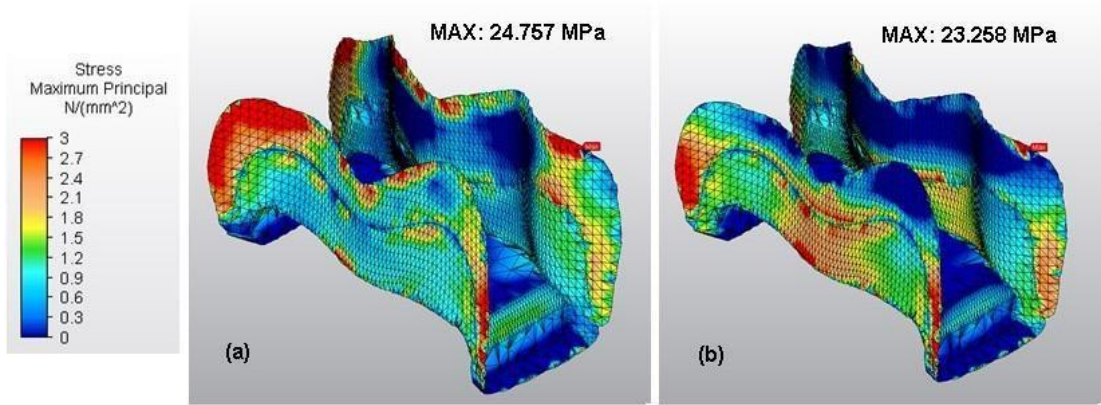
Dört farklı direkt materyalle restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres değerleri şu şekildedir: A ile restore edilen modelde adezivde oluşan stres miktarı 33.862 MPa, CK ile restore edilen modelde 40.895 MPa, CKK ile restore edilen modelde 40.789 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 40.790 MPa'dır. Şekil 4.37'de direkt materyallerde adeziv tabakada oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.37. Dört farklı direkt restoratif materyal ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres yoğunlukları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

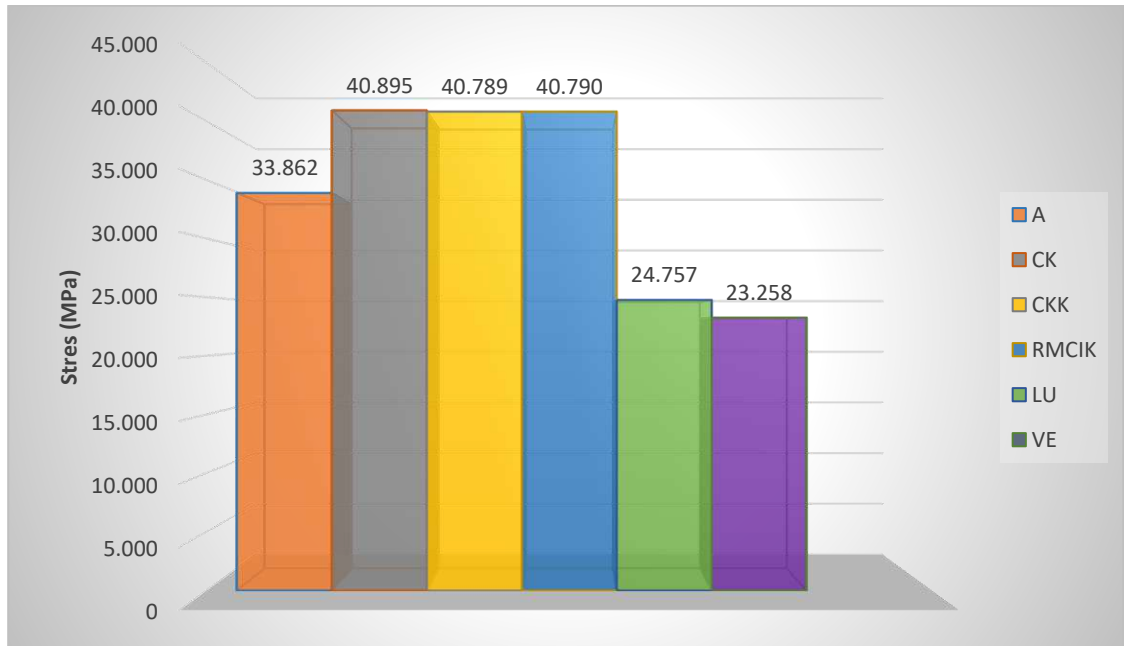
2 farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres miktarları şu şekildedir:

LU ile restore edilen modelde adeziv tabakadaki stres miktarı 25.757 MPa ve VE ile restore edilen modelde adeziv tabakadaki oluşan stres miktarı 23.258 MPa'dır. Şekil 4.38'de CAD/CAM materyalleri ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan stres yoğunlukları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.38. CAD/CAM materyalleri ile restore edilen modelde adeziv tabakadaki stres yoğunluğu ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.39’da adeziv materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



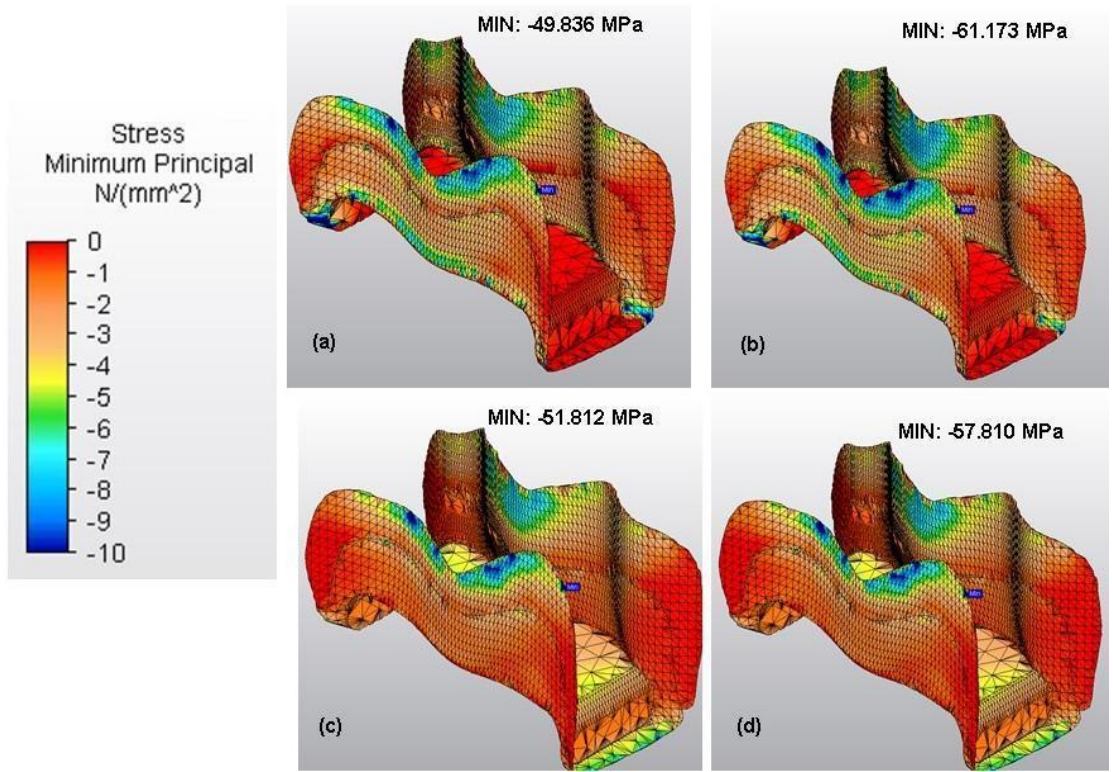
Şekil 4.39. Adeziv materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi



### 4.3.3. Adeziv Materyalinde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

Dört farklı direkt restoratif materyal ile restore edilen modelde adeziv materyalinde oluşan stres dağılımları şu şekildedir:

A ile restore edilen modelde adeziv de oluşan minimum stres miktarı -49.836, CK ile restore edilen modelde -61.173, CKK ile restore edilen modelde -51.812 ve RMCİK ile restore edilen modelde ise -57.810 MPa' dır. Şekil 4.40'da modellerdeki adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri gösterilmektedir.

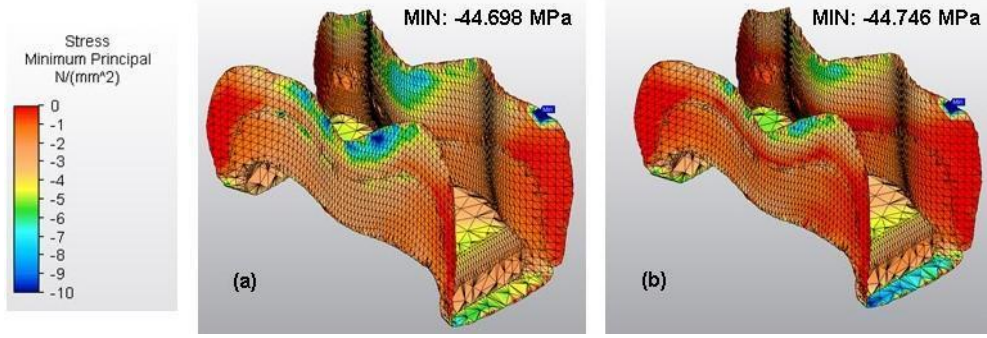


Şekil 4.40. Dört farklı direkt olarak uygulanan restorasyon ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres değerleri ise şu şekildedir:

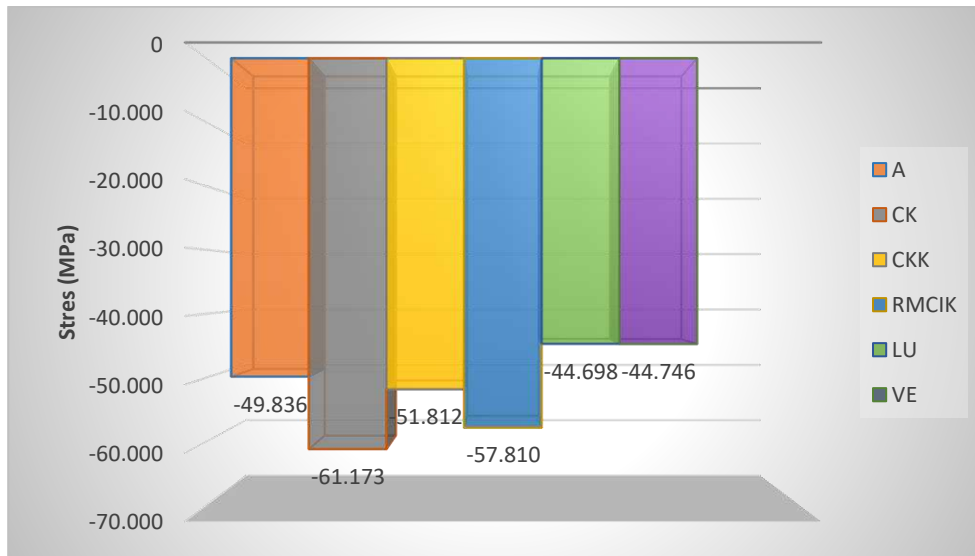
LU ile restore edilen modelde -44.698 MPa ve VE ile restore edilen modelde -44.746 MPa'dır. 2 materyalde de oluşan stres miktarının benzer olduğu görülmüştür.

Şekil 4.41'de iki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.41. İki farklı CAD/CAM materyali ile restore edilen modelde adeziv tabakada oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.42'de adeziv materyallerinde oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

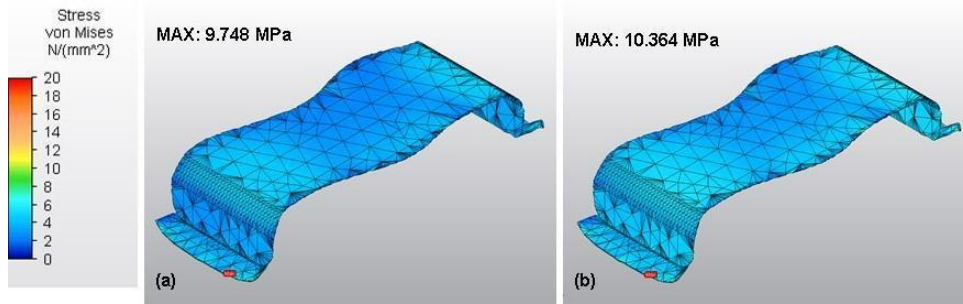


Şekil 4.42. Adeziv materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

#### 4.4. Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Stres Bulguları

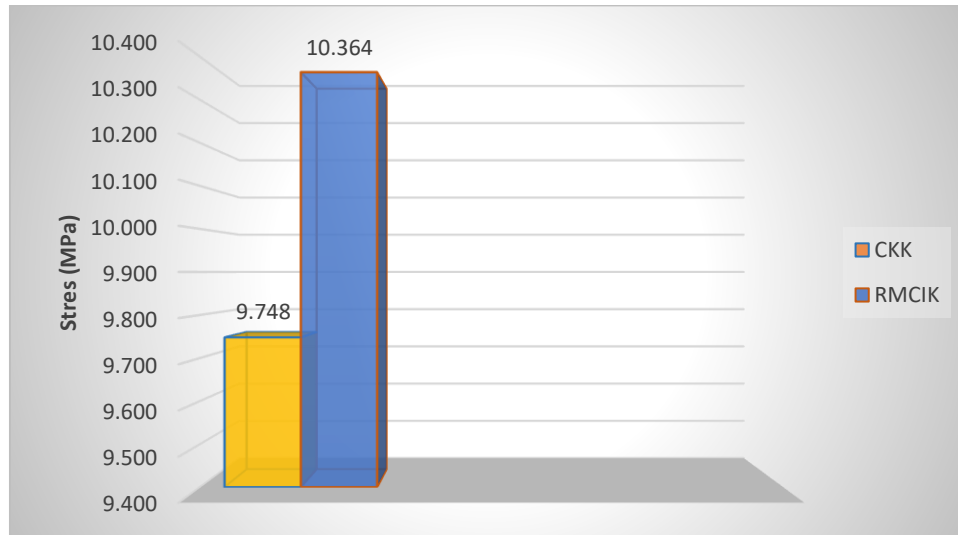
##### 4.4.1. Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Dört farklı direkt restoratif materyalle restore edilen modelde sadece iki modelde liner kullanılmıştır (CKK ve RMCİK). CKK ile restore edilen modelde liner materyalinde oluşan stres miktarı 9.742 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde ise 10.364 MPadır. Şekil 4.43’de liner materyallerinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri gösterilmektedir.



Şekil 4.43. Liner tabakalarında oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: CKK, b: RMCİK)

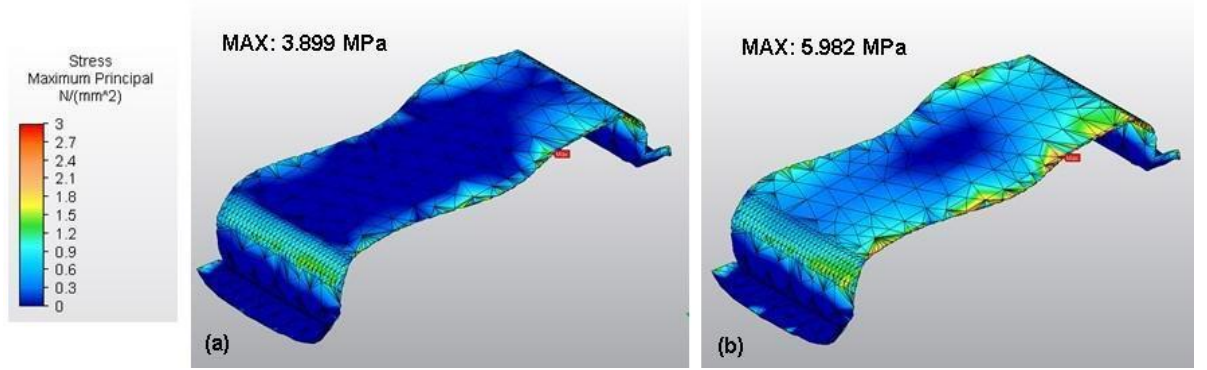
Şekil 4.44’de Liner olarak kullanılan materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir:



Şekil 4.44. Liner olarak kullanılan Materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

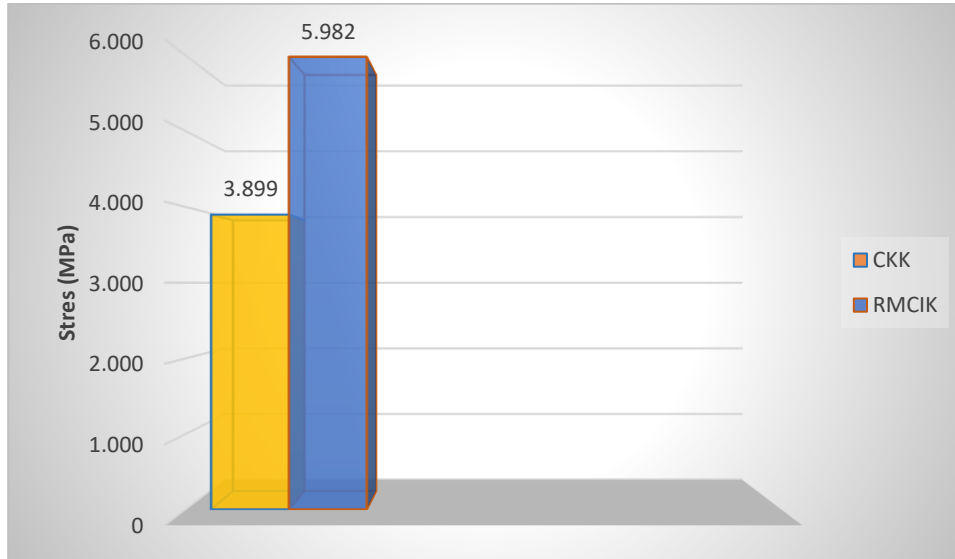
#### 4.4.2. Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

CKK ile restore edilen modelde liner materyalinde oluşan stres miktarı 3.899 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde ise 5.982 MPa'dır. Şekil 4.45'de liner materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.45. Liner tabakalarında oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: CKK, b: RMCİK)

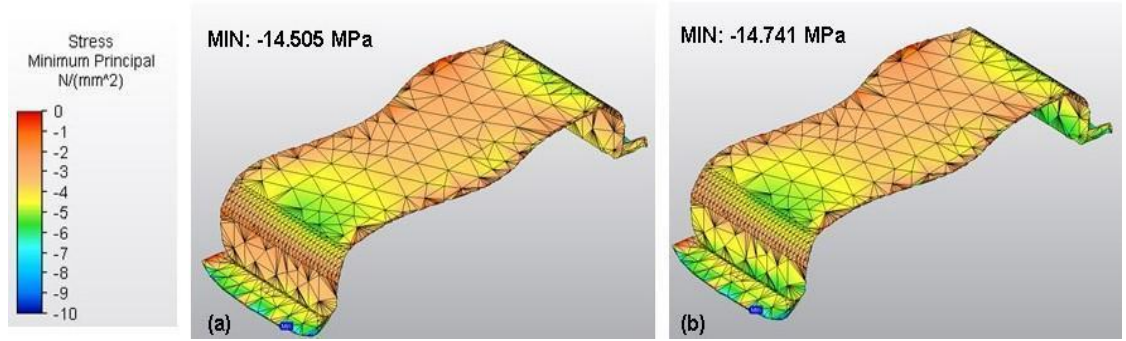
Şekil 4.46'da liner materyallerinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.46. Liner materyallerinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

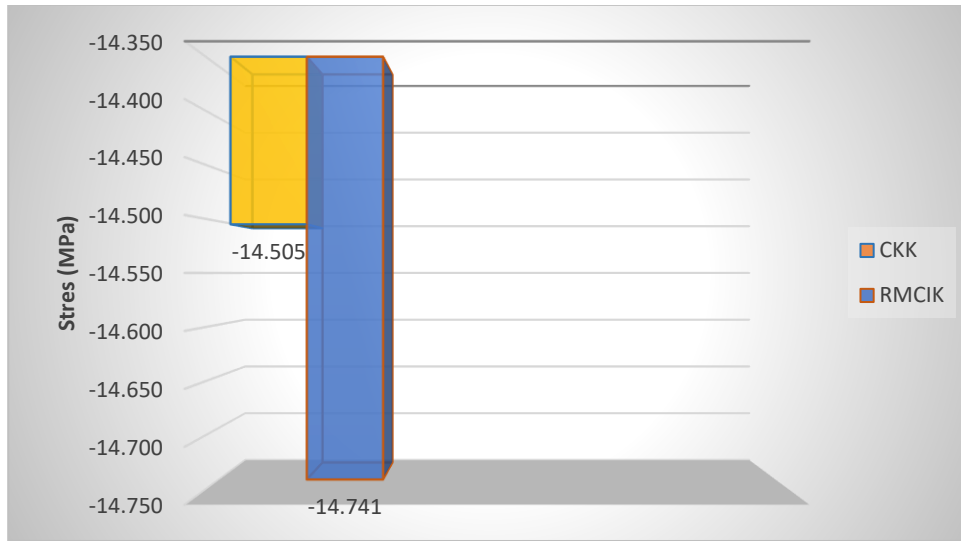
#### 4.4.3.Liner Olarak Kullanılan Materyallerde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

CKK ile restore edilen modelde liner materyalinde oluşan minimum stres miktarı -14.505 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde ise -14.741 MPa'dır. Şekil 4.47'de liner materyallerinde oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.47. Liner Olarak Kullanılan Materyallerde oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımları (a: CKK, b: RMCİK)

Şekil 4.48'de liner materyallerinde oluşan minimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



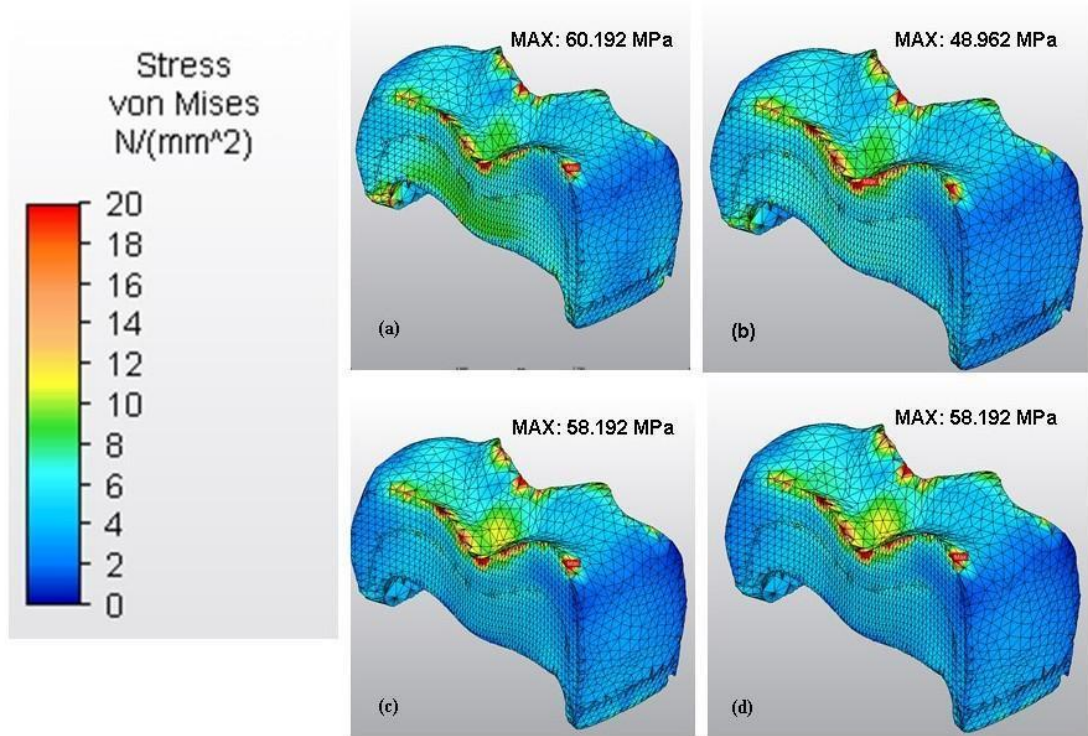
Şekil 4.48. Liner olarak kullanılan materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

## 4.5. Restoratif Materyalde Oluşan Stres Bulguları

### 4.5.1. Restoratif Materyalde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Dört farklı direkt olarak uygulanan restoratif materyalde oluşan stres değerleri şu şekildedir:

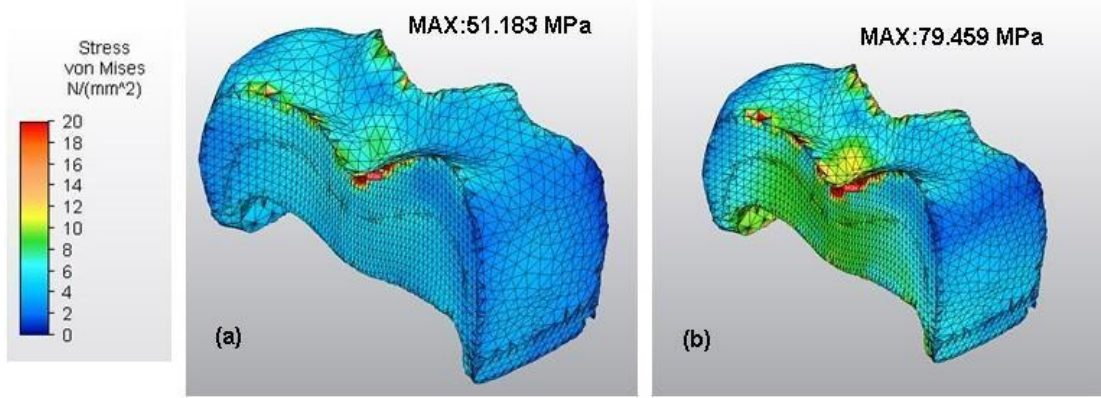
A ile restore edilen modelde 60.192 MPa, CKK ile restore edilen modelde 48.962 MPa, CKK ile restore edilen modelde 58.192 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 58.192 MPa'dır. Şekil 4.49'da 3 farklı direkt uygulanan restoratif materyalde oluşan von Mises stres değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.49. Restoratif materyallerde oluşan von Mises stres değerleri ve dağılımları (a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

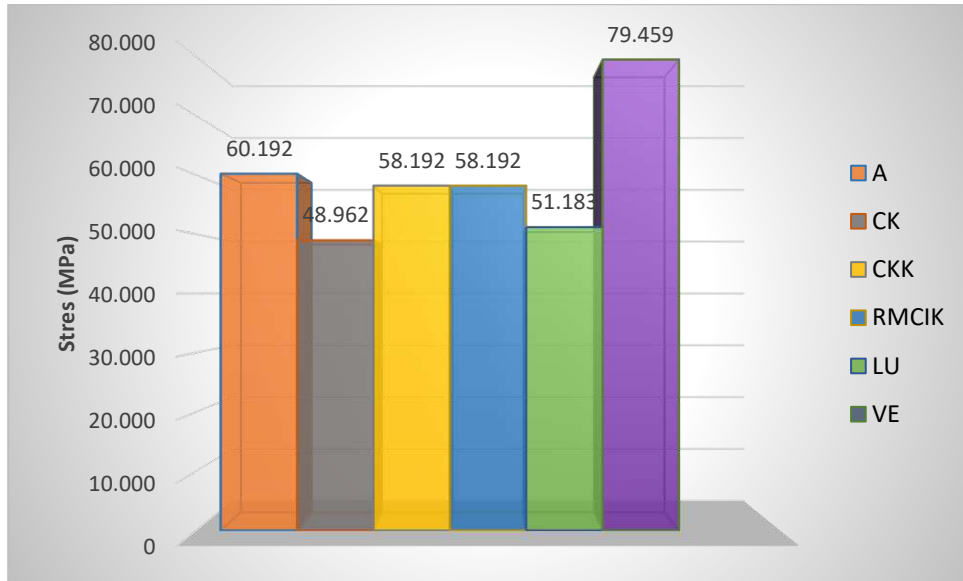
2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan stres değerleri ise şu şekildedir:

LU ile restore edilen modelde 51.183 MPa ve VE ile restore edilen modelde 79.459 MPa'dır. Şekil 4.50'de 2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.50. İki farklı CAD/CAM materyalinde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.51'de restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

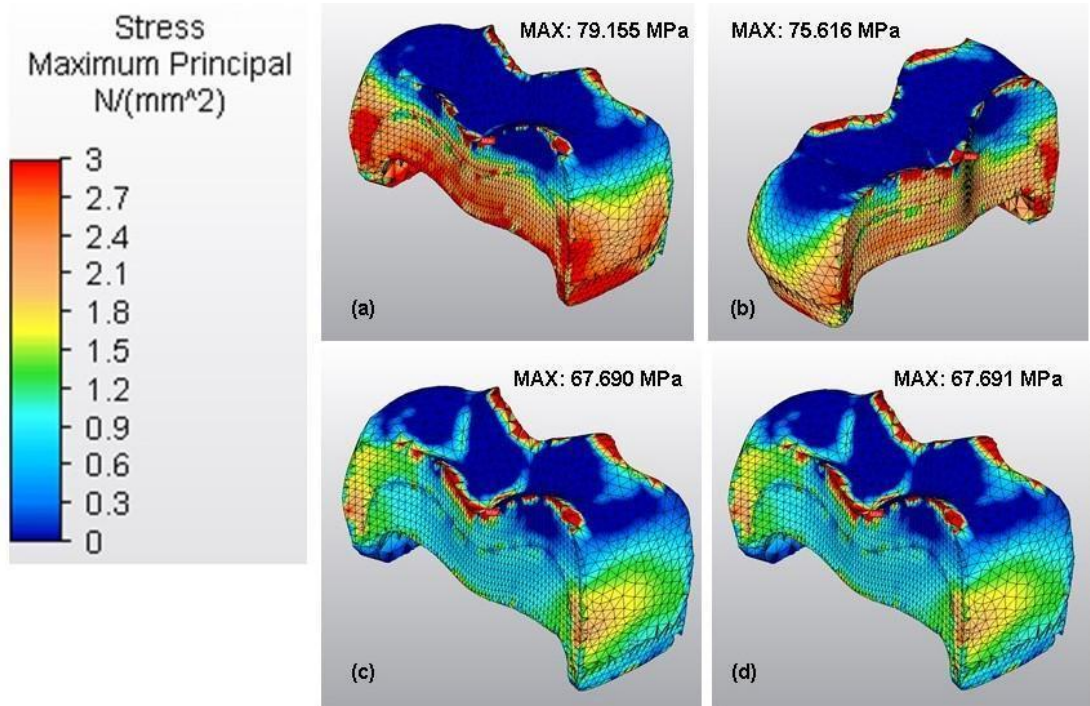


Şekil 4.51. Restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

#### 4.5.2. Restoratif Materyalde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

Dört farklı direkt olarak uygulanan restoratif materyalde oluşan maksimum stres değerleri şu şekildedir:

A ile restore edilen modelde 79.155 MPa, CKK ile restore edilen modelde 75.616 MPa, CKK ile restore edilen modelde 67.690 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde 67.691 MPa' dır. Şekil 4.52' de 3 farklı direkt uygulanan restoratif materyalde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.

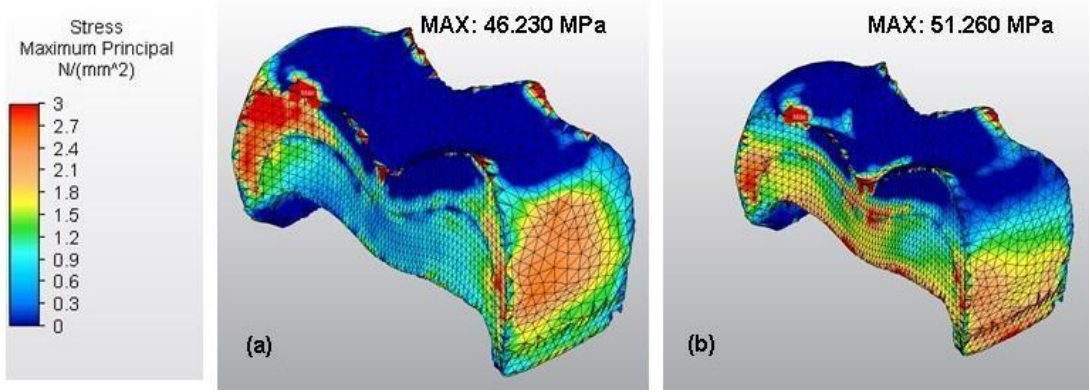


Şekil 4.52. Dört farklı restoratif materyalde oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımları

( a: A, b: CK, c: CKK, d: RMCİK)

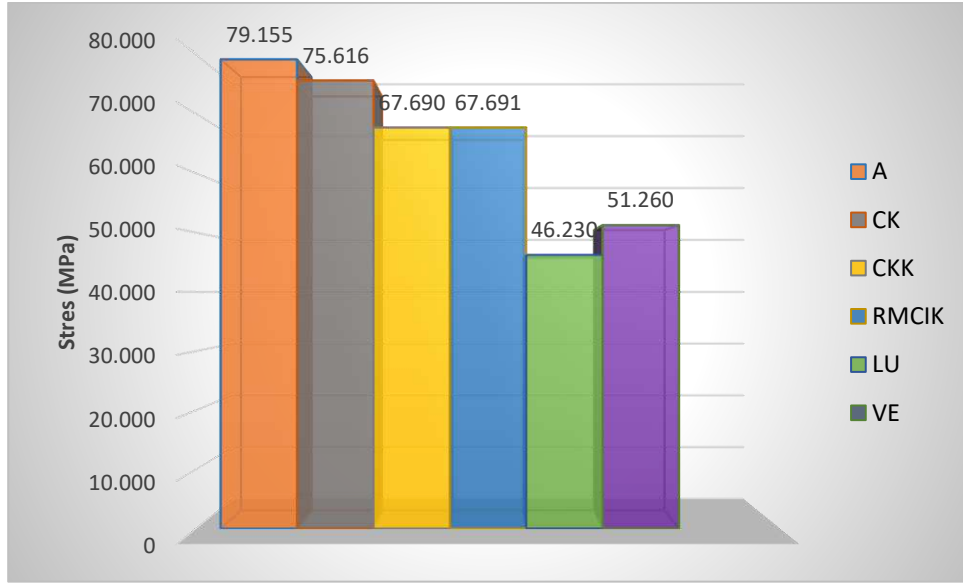
2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan stres değerleri ise şu şekildedir; LU ile restore edilen modelde 46.230 Mpa ve VE ile restore edilen modelde 51.260 MPa'dır. Şekil 4.53' de 2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.





Şekil 4.53. CAD/CAM materyallerinde oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımları (a: LU, b :VE)

Şekil 4.54’de restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.

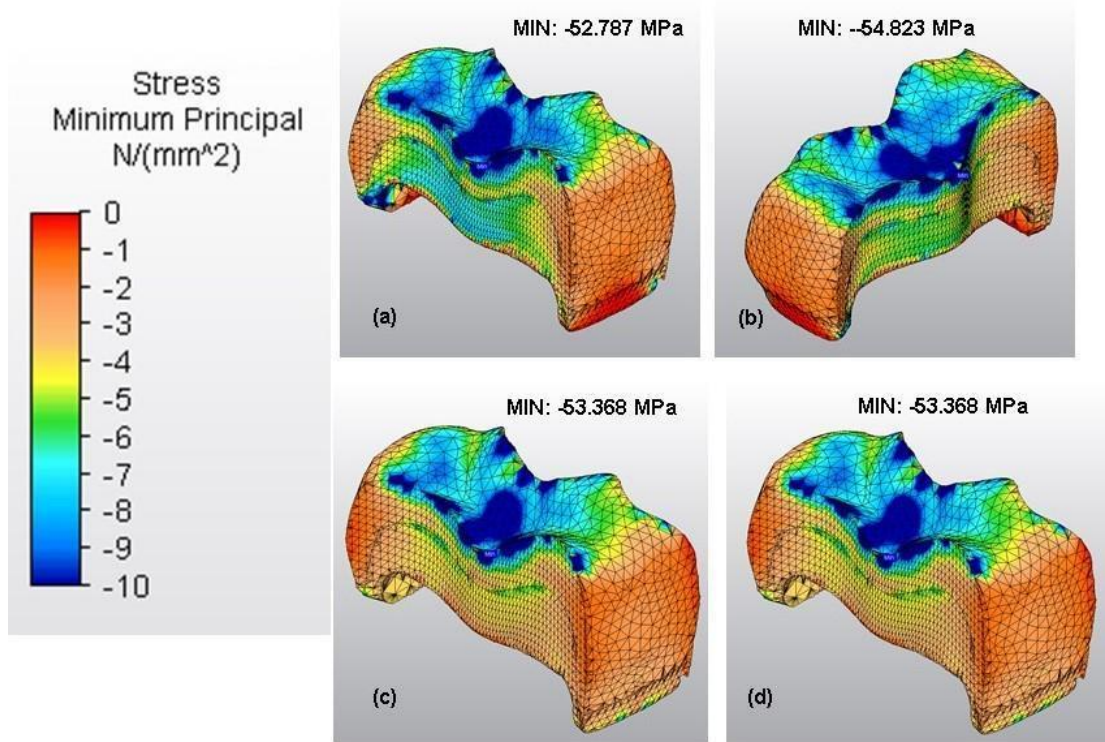


Şekil 4.54. Restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

### 4.5.3. Restoratif Materyalde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

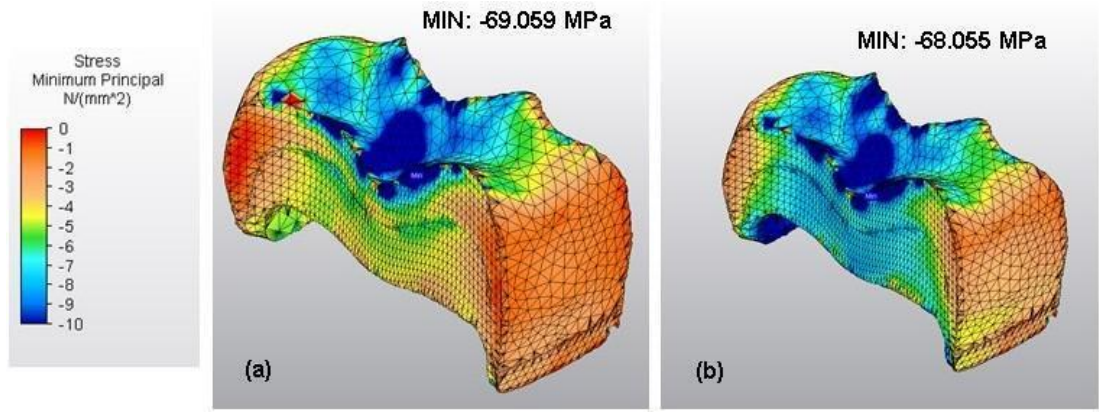
Dört farklı direkt olarak uygulanan restoratif materyalde oluşan minimum asal stres değerleri şu şekildedir:

A ile restore edilen modelde -52.787 MPa, CKK ile restore edilen modelde -54.823 MPa, CKK ile restore edilen modelde -53.368 MPa ve RMCİK ile restore edilen modelde -53.368 MPa' dır. Şekil 4.55' de 3 farklı direkt uygulanan restoratif materyalde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



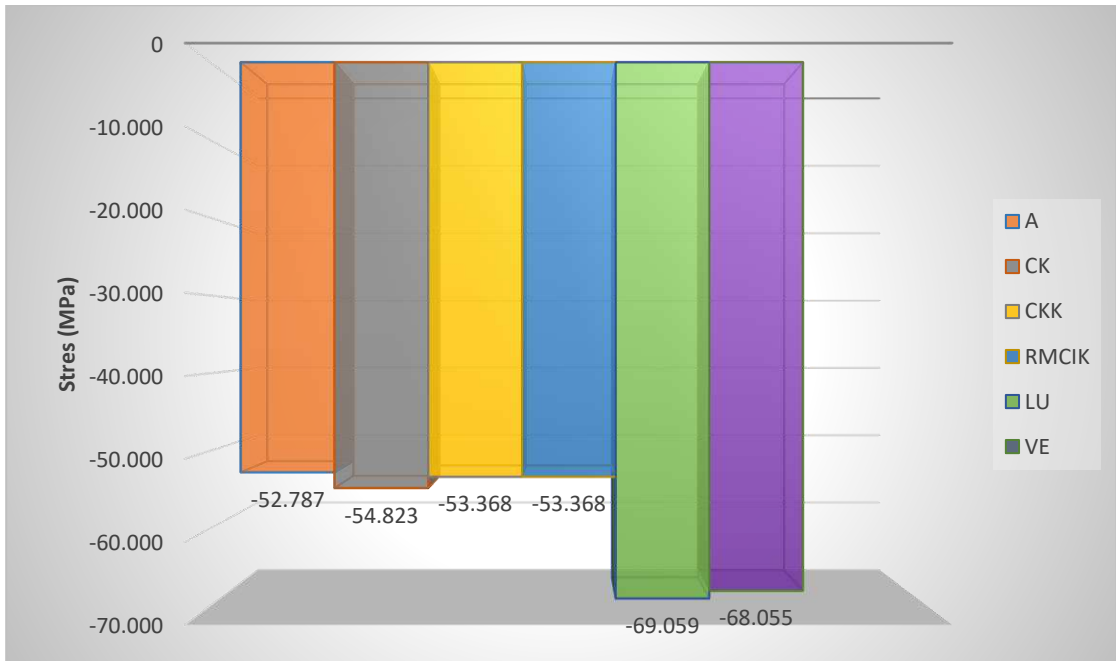
Şekil 4.55. Direkt olarak uygulanan restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: A, b: CK, c: CKK ,d: RMCİK)

2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan stres değerleri ise şu şekildedir; LU ile restore edilen modelde -69.059 MPa ve VE ile restore edilen modelde -68.055 MPa'dır. Şekil 4.56'da 2 farklı CAD/CAM materyalinde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.56. CAD/CAM materyallerinde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: LU, b: VE)

Şekil 4.57’de restoratif materyaller oluşan minimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.57. Restoratif materyaller oluşan minimum asal stres dağılımları ve modeller arası ilişkisi

## 5. TARTIŞMA

Literatürde mandibular birinci molar dişte hazırlanan MOD kavitelerde direkt ve indirekt restorasyonların stres analizini araştıran bazı çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda MOD kavitelerde gingival basamak minede hazırlanmıştır (Musani ve Prabhakar., 2010; Dejak ve Mlotkowski., 2008). Bu tez çalışmasında; daha önce yapılan çalışmalardan farklı olarak; MOD kavitede gingival basamak, proksimal bölgede mine-sement birleşiminin 1 mm altında olacak şekilde dentinde hazırlanmıştır. Çalışmanın amacı, MOD kavitenin proksimal bölgedeki tabanı mine yerine dentinde olduğunda diş yapılarında ve restorasyon materyallerinde meydana gelen olası stres dağılımlarını değerlendirmektir. Bu çalışma, MOD kavite restorasyonunda kullanılmak üzere, mekanik açıdan en iyi restoratif materyalin ve tekniğin hangisi olabileceğini göstermeyi amaçlamaktadır.

MOD kavite içeren mandibular molar dişi restore etmek için kullanılan farklı tipte direkt ve indirekt restoratif materyallerin olası stres değerlerini ve dağılımlarını araştırmak için bu çalışmada SESA yöntemi seçilmiştir. Günümüzde SESA yöntemi, ağız boşluğu koşullarını mümkün olduğunca yansıtmak için kullanılan en uygun yöntemdir. Asimetrik yapıların, çeşitli yük elemanları altında gerçek dünyadaki davranışlarını belirleyen ve restore edilmiş dişlerin streslerden etkilenen alanlarını gösteren çağdaş bir araştırma aracıdır. Restoratif diş hekimliğinde ortaya çıkan çeşitli problemlere çözüm sağlayan teorik mühendislik yöntemlerinin kullanılmasına dayanmaktadır. Elde edilen sonuçlar uygulanabilir, pratiktir; klinik önemi vardır ve deneysel ve klinik araştırmalara yön verebilmektedir.

Genel olarak, sonlu eleman stres analizinin verileri, von Mises kuvvetleri kullanılarak analiz edilir. von Mises, üç temel stresi (gerilme, basma ve makaslama) birleştiren sayısal bir stres ölçüsü olup (Güleç ve Ulusoy 2017, Yamanel ve ark., 2009), en yüksek strese maruz kalan alanları ve buna bağlı olarak da modelde başarısızlığa meyilli bölgeleri gösterir. (Maravić ve ark., 2018). von Mises stresi, tüm stres alanına bağlı ve hasar oluşturma olasılığını göstermekle birlikte iyi bir kırılma noktası göstergesi değildir. Maksimum gerilme stresinin olduğu bölgede kırılma

oluşmaktadır (Asmussen ve ark., 2005; Furuya ve ark., 2014). Restoratif materyal ve dentin dokusunun değerlendirilmesinde minimum ve maksimum asal stresler de önemlidir (Maceri ve ark., 2007).

Maksimum asal stres, kırılma olduğu varsayılan malzemenin kırılma dayanıklılığını değerlendirmek için uygun bir indeks olarak kabul edilir. (Gulec ve Ulusoy, 2017). Maksimum asal stres, yükleme koşulları nedeniyle materyalde oluşan maksimum gerilme stresini anlamamıza yardımcı olur. Minimum asal stres ise yükleme koşulları nedeniyle materyalde oluşan basma gerilme stresini anlamamıza yardımcı olur. Bu üç stres parametresi, literatürde az sayıda SESA çalışmalarında kullanılmış olup (Yamanel ve ark., 2009; Holberg ve ark., 2013), bu çalışmada ise sonuçları daha ayrıntılı karşılaştırmak için tercih edilmişlerdir. Araştırmamızda, von Mises ve minimum asal streslerin birbiri ile benzer dağılıma sahip oldukları bulunmuştur. Ancak maksimum asal stres dağılımı von Mises ve minimum asal streslerinden farklı bulunmuştur. Bundan dolayı diş dokuları ve restoratif materyallerde kırılma riski olan bölgelerin von Mises ve basma alanlarının fazla olduğu bölgelerden farklı olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Bu nedenle, maksimum asal stres değerlendirmeleri kırılma riski olan bölgelerin saptanması açısından önem arz etmektedir.

Konu ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda ağız içi kuvvetleri yansıtmak amacı ile farklı şekillerde gıda parçası dişler üzerinde yerleştirilerek genel olarak tek bir noktadan oblik ya da vertikal olarak kuvvet uygulaması yapılmıştır (Güleç ve Ulusoy 2017; Pierrisnard ve ark., 2002; Yamanel ve ark., 2009). Araştırmamızda, dikdörtgen prizması şeklinde sert bir gıda parçası tüm okluzal yüze tam temas edecek şekilde simule edilmiş ve Ausiello'nun 2017 yılında yapmış olduğu çalışmasında olduğu gibi vertikal yönde 600N statik okluzal yükleme uygulanmıştır.

Birinci molar dişler, en erken süren dişler olduğundan diş çürüğünden en çok etkilenen dişler olmaktadır (Arola ve ark., 2001). Birinci molar dişlerde hazırlanan Sınıf II MOD kavite bu dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı direncini düşürdüğünden yapılacak olan restorasyonların dayanıklı olması gerekmektedir (Ausiello ve ark., 2019; Zarone ve ark., 2019). Restoratif diş hekimliğinde, özellikleri

birbirinden farklı materyal ve yöntemler kullanılarak madde kaybı gösteren dişlerin restorasyonları yapılmaktadır. Amalgam restorasyonlar uzun yıllar kullanılmıştır ancak günümüzde hastaların artan estetik beklentileri nedeniyle doğal diş dokularına benzer görünümde olan kompozit rezinler arka grup dişlerde bile tercih edilmektedir (Musani ve Prabhakar, 2010). Kullanılan restoratif materyallerin elastik özellikleri diş dokusuna benzer olduğu takdirde uzun ömürlü restorasyonlar gerçekleştirilebilmektedir. Mine ve dentin dokuları farklı elastik özelliklere sahip oldukları için restoratif materyal seçerken dikkatli olunmalıdır (Musani ve Prabhakar, 2010).

Opdam ve arkadaşları, (2010), hastaların çürük riskinin bu restorasyonların başarısında önemli bir rol oynadığını bildirmişlerdir. Amalgam yıllardır arka grup dişlerde birincil restoratif malzeme olarak tercih edilmektedir ancak diş yapısını desteklemediği için günümüzde bu malzeme daha az tercih edilir olmuştur (Opdam ve ark., 2010). Klinisyenler için pek çok seçenek sunan çeşitli malzemeler olmasına rağmen, belirli bir durum için en iyisini seçmek zor olabilmektedir. Posterior restorasyonlar için amalgamın yanı sıra rezin kompozitler, seramikler, nano seramik rezinler ve cam karbomerler gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Uzun yıllardır bu tür materyallerin başarısı konusunda farklı sonuçlar bildiren araştırmalar yapılmıştır (Van Nieuwenhuysen ve ark., 2003; Soncini ve ark., 2007).

Arola ve ark., (2001) restore edilmemiş, MOD amalgam ile restore edilmiş ve rezin kompozit ile restore edilmiş bir molar diş için Pmax streslerini karşıladıkları çalışmalarında amalgam ve rezin kompozit restorasyon arasındaki Pmax stres miktarının küçük bir farka sahip olduğu saptamışlardır. Bizim yapmış olduğumuz çalışmada, amalgam ile restore edilen MOD kavitede Pmax değeri kompozit ile restore edilen kaviteye göre yüksek bulunmuştur. Bu farklı sonuç, çalışmamızda kompozit ile restore edilen kavitede restorasyon altında cam karbomer ve rezin modifiye cam iyonomer liner kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Liner materyalleri kompozit restorasyonlar altında stresleri absorbe ederek tampon görevi görmektedirler. Musani ve Prabhakar' ın 2010 yılında yapmış olduğu bir çalışmada, mandibular birinci molar dişte Sınıf I kavite için rezin kompozit ve amalgam restorasyonların stres dağılımlarını araştırmışlar ve amalgam restorasyonda kronun servikal üçte birinde görülen stres

değeri büyüklüğünün daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Musani ve Prabhakar, 2010). Bizim çalışmamızda ise farklı olarak minede von Mises ve Pmax değerleri ile dentin üzerindeki Pmax değerleri arasında farklılıklar gözlenmiştir. Rezin kompozit ile restore edilen dişte minede daha az von Mises stres değeri, dentinde ise daha az Pmax stres değerleri görülmüştür. Amalgam ve kompozit materyaller uygulanarak restore edilen MOD kavite in-vivo olarak uzun vadeli değerlendirilmiştir (Bernardo ve ark.,2007; Soncini ve ark., 2007). Bu tür materyallerin başarı yüzdesi incelendiğinde uzun vadede amalgam restorasyonların MOD kavitelere başarı kompozitlere göre daha yüksek bulunmuştur.

Cam karbomer siman, toz halinde nano boyutta hidroksiapatit-florapatit partikülleri içeren yeni geliştirilmiş bir malzemedir (Meral ve Baseren, 2019). Bir SESA çalışmasında, oklüzal kavite restorasyonlarında cam karbomer siman ve rezin kompozit üzerinde stres birikimi karşılaştırılmış ve cam karbomer simanın kendi içinde daha fazla stres biriktirdiği ve rezin kompozite kıyasla daha az stresi diş dokusuna aktardığı bildirilmiştir. Ancak bu çalışmada, kalan lingual mine üzerindeki Pmax değeri dışında kalan dokulara aktarılan her iki stresin de rezin kompozite göre cam karbomer simanda yüksek olduğu bulunmuştur (Doğan ve ark., 2017). Bizim çalışmamızın sonuçları Doğan ve ark., (2017) çalışmasıyla uyumlu değildir. Doğan ve ark., 2017 yılında yaptıkları çalışmada kompozit restorasyonu Sınıf I kavitelere direkt olarak adeziv tabaka üzerine uygulamışlar, ayrıca çalışmamızdan farklı olarak daha düşük oklüzal yükleme kuvveti (300 N) kullanmışlardır. Bu farklılık kullanılan farklı kavite tasarımları ve çalışmamızda rezin kompozit altında rezin modifiye cam iyonomer simanın kullanılmasından kaynaklanmış olabilir.

Diş hekimliğindeki en yeni gelişmelerden biri olan CAD / CAM teknolojisi sayesinde, bilgisayar destekli tekniklerle restorasyonlar tasarlamak mümkün olmuştur (Amesti-Garaizabal ve ark., 2019; Tunac ve ark., 2019). Bu yeni popüler teknoloji ile, hibrit seramikler ve rezin kompozit bloklar gibi yeni malzemeler diş hekimliğine tanıtılmıştır (Amesti-Garaizabal ve ark., 2019; Emsermann ve ark., 2019). Rezin kompozit CAD / CAM blokları, polimerik bir matris ve dağıntık dolduruculardan oluşur. ‘Hibrit seramik’ adı verilen polimer infiltre edilmiş seramik ağ, birbirleri ile

kesişen ve devamlılığı olan iki ağdan oluşur: Feldspatik seramik ağ, ağırlıkça %86 iken polimer ağ ağırlıkça %14 dür.(Emsermann ve ark., 2019). Bu malzemeler rezin kompozitlerin avantajlarını (esneklik, kolay kullanım) seramiklerinkiler (dayanıklılık, yüzey bitirme özellikleri) ile birleştirmek amacıyla üretilmişlerdir. Kompozit benzeri özellikler; bu malzemelerin öğütülmesini, uygulanmasını, cilalanmasını kolaylaştırırken, daha yüksek polimerizasyon derecesi ise fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirir (Tunac ve ark., 2019).

Şimşek ve Derelioğlu'nun 2016 yılında pediatrik diş hekimliğinde birincil maksiller molar dişler üzerinde yaptıkları bir çalışmada, Vita Enamic CAD / CAM bloğunun (VitaZahnfabrik, BadSackingen, Almanya) kırılma direncini diş eti kenarı mine-sement birleşim noktasının 0,5 mm yukarısında, minede olan Sınıf II kavite için direkt ve indirekt rezin kompozit restorasyonlarla karşılaştırmıştır. Vita Enamic CAD/CAM materyalinin, direkt kompozit modellere göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları, her ne kadar aproksimal yüzdeki kavitenin derinliği farklı olsa da, hem von Mises hem de kalan bukkal minede ve dentin üzerindeki Pmax stresi için Şimşek ve Derelioğlu' nun yapmış olduğu çalışmayı destekler niteliktedir. Araştırmamızda, polimer infiltre hibrit seramik CAD / CAM materyalinin kalan bukkal mine üzerindeki von Mises stresi, amalgam, cam karbomer siman ve direkt rezin kompozit restorasyonlardan daha düşük bulunmuştur. Polimer infiltre edilmiş hibrit seramik CAD / CAM materyalinin von Mises değeri, kalan lingual mine üzerindeki direkt materyallerinki ile benzer olmasına rağmen; Pmax değeri önemli ölçüde farklıdır. Test edilen tüm restoratif materyaller için, kalan lingual mine üzerindeki stres değerleri, sağlam diş modeli ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde yüksek çıkmıştır. Eakle ve ark., (1986) mandibular molar dişlerde lingual tüberküllerin yüksek sıklıkla kırıldığını bildirmişlerdir. Eakle ve arkadaşlarının 1986 yılında yaptıkları çalışma sonuçları ile benzer olarak, bu çalışmada da amalgam ve kalan bukkal mine için cam karbomerin von Mises stres değerleri dışında; kalan lingual mine von Mises ve Pmax stres değerleri, kalan bukkal minedekinden daha yüksektir.



Direkt ve indirekt restorasyonların mandibular üçüncü molar dişler üzerindeki genişletilmiş bukkolingual MOD kavitelelerin kırılma direnci üzerine etkilerini araştırmayı amaçlayan bir çalışmada (Papadopoulos ve ark., 2019), Lava Ultimate CAD / CAM indirekt inleylerin, direkt kompozit restorasyonlara göre kırılma direncini daha fazla arttırdığını bildirmiştir. Sonuçlarımız kısmen Papadopoulos ve arkadaşlarının 2019 yılında yapmış olduğu çalışma ile uyumludur, çünkü nano seramik rezin içerikli CAD / CAM materyali, kalan bukkal mine ve dentine tüm direkt materyallerden daha düşük stres aktarmıştır. Bununla birlikte, nano seramik rezin içeren CAD / CAM materyalinin kalan lingual mine için Pmax stres değeri, direkt yöntemle restore edilmiş tüm modellerden daha yüksektir.

Araştırma gruplarımız karşılaştırıldığında; sağlam diş modelinin lingualinde mine dokusunda minimum von Mises ve Pmax stres değerleri bulunmuştur. Karşıt olarak, sağlam dişteki Pmax stresleri, kalan bukkal minede her iki CAD / CAM materyali için daha yüksek iken; kalan lingual mine için test edilen tüm materyallerde daha düşük bulunmuştur.

Polimer infiltre edilmiş seramik CAD / CAM materyali ve rezin nanoseramik CAD / CAM materyali tarafından kalan bukkal mineye aktarılan von Mises stresi dışında; sağlam diş modelinin stres analizine kıyasla, test edilen tüm restorasyon materyalleri hem mine hem de dentin için anlamlı ölçüde daha düşük stres değerleri göstermiştir.

Literatür gözden geçirildiğinde; bazı çalışmalarda farklı adeziv kalınlıkları (2, 5, 10 ve 30  $\mu$ ) kullanıldığı tespit edilmiştir (Ausiello ve ark., 2011; Eligüzeloğlu ve ark., 2010). Ausiello ve arkadaşlarının 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada ince bir adeziv tabaka (10 $\mu$ ) kullanılmıştır. Eligüzeloğlu ve arkadaşları 2010 yılında yapmış oldukları bir çalışmada cam iyonomer simanlar, akışkan kompozitler veya nano doldurucu adezivler gibi esnek malzemelerin rezin kompozit malzemeleri altındaki gerilimi azaltmaya yardımcı olabileceğini öne sürmüştür. Bu çalışmada daha iyi esneklik sağlamak için Eligüzeloğlu ve arkadaşları gibi 30  $\mu$ m kalınlığında adeziv tabaka tercih edilmiştir.

Bu tez çalışmasında in-vivo ortamı yansıtabilmek amacıyla diğer çalışmalarla paralel olarak (Sangeetha ve ark., 2012; Li ve White 1999), 1 mm kalınlığında bir liner tabakası simüle edilmiş ancak, rezin kompozit, rezin modifiye cam iyonomer siman, yapıştırma simanı ve adezivlerin polimerizasyon büzülmesi dikkate alınmamıştır.

Mikro sızıntı, dişeti sınırları dentinde olan Sınıf II kavite için hala bir sorundur. Uludağ ve ark., (2009) yapıştırıcı simanların MOD kavite de mikro sızıntı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır.) Dual-cure rezin simanın (Variolink II, Ivoclar Vivadent) diğerlerine göre daha düşük mikro sızıntı gösterdiğini bulmuşlardır. Bu nedenle, bu çalışmada CAD CAM malzemeleri altında yapıştırma simanı olarak dual-cure rezin siman seçilmiştir.

Maksimum miktardaki Pmax stres değerlerinin, yapıştırma simanının mineye (49,3 MPa) ve yapıştırıcı simandan mineye (42,75-65,75 MPa) çekme-bağlanma dayanımını aşmadığı, bu da adeziv ile diş dokuları arasındaki etkileşimin güçlü olduğunu ortaya çıkardı (Hikita ve ark., 2007; Pouvanfar ve ark., 2018). Adeziv yüzeylerinin Pmax stres değerlerinin karşılaştırılması, test edilen tüm modeller arasında, cam karbomer siman ve rezin kompozit modelinin karşılaştırılması dışında önemli farklar göstermiştir.

Dentinde ise; CAD / CAM malzemelerinin Pmax stresleri dışında, test edilen tüm malzemeler, sağlam dişe kıyasla daha yüksek von Mises ve Pmax stresleri göstermiştir. Önceki çalışmalarda MOD kavite lerin sağlam dişlerin kırılma direncini yaklaşık %59-76 oranında azalttığı bildirilmiştir (St-Georges ve ark., 2003; Reeh ve ark., 1989).

Reeh ve arkadaşlarının 1989 yılında yapmış oldukları bir in vitro çalışmaya göre; okluzal kavite, dişin kırılma direncini %20, MOD kavite ise kırılma direncini %63 oranında zayıflatır. Bizim çalışmamızdaki mine dokusu üzerinde test edilen materyallerin dişlerin bukkal ve lingual tüberkülleri ile kole bölgelerinde genellikle yoğun stres oluşturdukları gözlenmiştir.

Yamanel ve ark., (2009) düşük elastisite modül değerlerine sahip materyallerin diş yapılarına daha fazla fonksiyonel stres aktardığını bildirmişlerdir. Geriye kalan bukkal mine ve dentin üzerindeki von Mises ve Pmax stres transferleri için yaptığımız çalışma sonuçlarıyla Yamanel ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışma sonuçları uyumludur. Bu çalışmada, sadece Vita Enamic ve amalgam-Lava Ultimate grupları arasında önemli farklılıklar gözlemlendi. Polimer infiltre edilmiş hibrit seramik CAD / CAM materyalinin yüksek elastisite modülü nedeniyle kalan bukkal mine üzerinde daha düşük von Mises ve Pmax değeri sergilediğini gösterdi.

Gingival marjini dentinde olan MOD kavite tasarımıımızdan farklı olarak; Yamanel ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada inley ve onley MOD restorasyonlarının gingival marjin sınırı mine üzerinde konumlandırılmıştır. (Yamanel ve ark., 2009) Diğer tüm restorasyon materyalleri ile karşılaştırıldığında, polimer infiltre seramik CAD / CAM materyali üzerinde maksimum von Mises stresi biriktiği gözlemlenmiştir. Bu durum polimer infiltre seramik CAD / CAM materyalinin çiğneme streslerini yüksek oranda absorbe ettiğini ve kalan mine ve dentine daha az kuvvet aktardığını göstermektedir. Bunun nedeni polimer infiltre edilmiş seramik CAD / CAM malzemesinin yüksek elastisite modülüne sahip olmasıdır.

Diğer taraftan; farklı elastisite modüllerine sahip tüm restorasyon materyalleri, kalan lingual mineye yüksek von Mises ve Pmax stresleri aktarmıştır. Mandibular birinci molar dişte proksimal gingival marjinleri 1 mm diş eti altında olan MOD inley kavite tasarımında, kalan bukkal tüberkülü 2 mm indirerek kaviteye dahil etmek daha etkili bir seçenek olacaktır.

Polimer infiltre hibrit seramik CAD / CAM materyali minimum Pmax değeri göstermiştir ve ardından nano seramik rezin içerikli CAD / CAM materyali, amalgam, rezin kompozit ve cam karbomer siman gelmektedir. Test edilen malzemelerin Pmax gerilim konsantrasyonları, polimer infiltre edilmiş hibrit seramik CAD / CAM materyalinin yapıştırma simanı / yapıştırıcı ve mine arasında en az başarısızlık oluşturma olasılığına sahip olduğunu göstermektedir.

Bu tez çalışmasında, gingival kenarları dentin dokusunda sonlanan MOD kavitelere uygulanabilecek restoratif materyaller irdelenmiştir. İdeal materyal ve yöntemin belirtilebilmesi için restorasyonların mikrosızıntı, rezin içeren materyallerin polimerizasyon büzülmesi, postoperatif hassasiyet gibi araştırılması gereken pek çok farklı parametre de mevcuttur ve bu tez çalışmasının limitasyonları olarak düşünülebilir. Oral koşullar in vitro çalışmalarla tam olarak taklit edilemediği için; MOD kavitelere materyallerin etkinliğini ve dayanıklılığını belirlemek amacı ile in vivo çalışmaların da yapılması gerekmektedir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, proksimal gingival kenarı mine sement sınırının 1 mm altında sonlanan mandibular birinci molarlarda hazırlanan MOD kavitenin restorasyonu için elde edilen sonuç ve öneriler şu şekildedir;

1- Araştırma sonuçlarımız, MOD kavite içeren mandibular birinci moların bukkal tüberkülünün kırılma riskinin lingual tüberkülden daha fazla olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle proksimal yüzeydeki gingival tabanı dentinde olan bir MOD inley kavite düzenlenirken bukkal tüberkülün de 2 mm indirilerek kavite hazırlanması önerilebilir.

2- Adeziv materyaller (30 µm adeziv ve 1 mm liner tabakası) ile test edilen restorasyon modelleri için diş dokuları arasındaki etkileşimin, Pmax değerleri düşük olduğu için güvenli olduğu bulunmuştur. Bu nedenle adeziv başarısızlık riskinin az olduğu söylenebilir.

3- Polimer infiltre hibrit seramik CAD / CAM materyali, kalan bukkal mineye uyguladığı stres dışında, test edilen diğer tüm restoratif materyallerle ve sağlam diş ile karşılaştırıldığında, kalan dental dokulara en az stresi aktarmıştır. Polimer infiltre hibrit seramik CAD / CAM materyali ayrıca adezive de en az stresi aktarmıştır, bu da yapıştırma simanı / adeziv ile mine arasında başarısızlığa neden olma olasılığının en düşük olduğunu gösterir. Birinci molarların çiğneme kuvvetlerine en fazla maruz kalan dişlerden biri olması nedeniyle polimer infiltre hibrit seramik CAD / CAM materyali, proksimal bölgede dişeti basamağı 1 mm altında sement-mine sınırına sahip MOD inley kavitesi restorasyon materyali olarak iyi bir seçenek olabilir.

4- Proksimal basamağı dişetinin 1 mm altında sonlanan MOD kavitelere, saptanan yüksek Pmax ve von Mises değerlerinden dolayı dişin cam karbomer ve amalgam ile restore edilmesinin güvenli olmadığı düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. J Am Dent Assoc. 2003;134(4):463-72.

Altıncı P, Kiremitçi A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2007;31(3):102-113.

Altun C. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi. 2005;47(1):77-82.

Amesti-Garaizabal A, Agustín-Panadero R, Verdejo-Solá B, Fons-Font A, Fernández-Estevan L, Montiel-Company J. Fracture Resistance of Partial Indirect Restorations Made with CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-Analysis. J Clin Med. 2019;8:1932.

Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent. 2001;29:63–73.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent. 2005;94(4), 321-329.

Ausiello P, Ciaramella S, De Benedictis A, Lanzotti A, Tribst JPM, Watts DC. The use of different adhesive filling material combinations to restore class II cavities under loading and shrinkage effects: a 3D-FEA. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2020; 22:1-11.

Ausiello P, Ciaramella S, DiRienzo A, Lanzotti A, Ventre M, Watts DC. Adhesive class I restorations in sound molar teeth incorporating combined resin-composite and glass ionomer materials: CAD-FE modeling and analysis. Dent Mater. 2019;35(10):1514-1522.

Ausiello P, Ciaramella S, Martorelli M, Lanzotti A, Gloria A, Watts DC. CAD-FE modeling and analysis of class II restorations in incorporating resin-composite, glass ionomer and glass ceramic materials. Dent Mater. 2017;33(12):1456-1465.

Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. Dent Mater. 2011;27(5):423-30.

Ayalı A. Mandibular angulus bölgesi favorable ve unfavorable fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi, Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012, Lefkoşa (Danışman: Prof. Dr. E Erkmen)

Bekmezoğlu ZE, Güngör ÖE, Karayılmaz H. Çocuk diş hekimliğinde restoratif materyaller ve cam karbomerin yeri. Yeditepe J Dent. 2019;15(3):359-365

Benjamin R. Surgeon General's Perspectives. Public Health Rep. 2010;125.

Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, DeRouen TA. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. J Am Dent Assoc. 2007;138(6):775-83.

Burke FJ, Mackenzie L, Sands P. Dental materials—what goes where? Class I and II cavities. Dent Update. 2013;40(4):260-2, 264-6, 269-70.

Büyükdere AK, Yenice N. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları. Dental and Medical Journal. 2020;2(1):2-15.

Çakır F, Gürkan S, Attar N. Çürük mikrobiyolojisi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2010;34(3-4):78-91.

Dalpino PH, Francischone CE, Ishikiriama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent* 2002;15(6):389-394.

Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*. 2008;99:131-140.

Dietrich T, Lösche AC, Lösche GM, Roulet JF. Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. *J Dent*. 1999; 27(2):119-28.

Doğan MS, Demirci F, Eratilla E, Eratilla V, Yavuz Y, Unal M. Evaluation of stress distribution of a new restorative material and composite resin: a finite-element analysis study. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*. 2017;31(6):1216-1220.

Dülgergil ÇT, Ertürk A. Diş Hekimliğini Rrestoratif Uygulamalarında Yeni Materyal Olarak Cam Karbomer Simanlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2016;26(3):517-523.

Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc*. 1986;112:215-218.

Ebrahimi F. Finite element anlaysis- new trends and developments. Croatia: InTech. 2012.

Eliguzeloglu E, Eraslan O, Omurlu H, Eskitascıoglu G, Belli S. Effect of hybrid layer and thickness on stress distribution of cervical wedge-shaped restorations. *Eur J Dent*. 2010;4(2):160-5.



El-Mowafy, O. Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations- a case report. *J. Can. Dent. Assoc.* 2000; 66:(6):302-7.

Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of Pretreatment Methods on the Adhesion of Composite and Polymer Infiltrated Ceramic CAD-CAM Blocks *J Adhes Dent.* 2019;21:433-443.

Featherstone JD. Dental caries: a dynamic disease process. *Aust Dent J.* 2008;53(3):286-91.

Fei X, Wang Z, Zhong W, Li Y, Miao Y, Zhang L, Jiang Y. Fracture resistance and stress distribution of repairing endodontically treated maxillary first premolars with severe non-carious cervical lesions. *Dent Mater J.* 2018; 30;37(5):789-797.

Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, Leal SC, Gordan VV, Eden E. Minimal intervention dentistry for managing dental caries- a review: report of a FDI task group. *Int Dent J.* 2012;62(5):223-43.

Furuya Y, Huang S, H Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dent Mater J.* 2014;33(6), 852-858.

Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598.

Gloria A, Maietta S, Richetta M, Ausiello P, Martorelli M. Metal Posts and the Effect of Material–Shape Combination on the Mechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. *Metals* 2019; (9), 125.

Gulec L,Ulusoy N. Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses, Biomed Res Int. 2017; Article ID 5638683, doi:10.1155/2017/5638683.

Güleç L. Maksiller birinci premolarlarda fonksiyonel tüberkül kaybının farklı materyal ve yöntemlerle restorasyonunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2017, Lefkoşa (Danışman: Prof. Dr. N Ulusoy).

Güler MS, Şen S. Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. Ordu Üniv. Bil. Tek. Derg. 2015;5(1):56-66.

Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. Finite Element Analysis: New Trends and Developments. Rijeka, Croatia: InTech Publishing. 2012; 10:21- 54.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater. 2007; 23(1):71-80.

Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. Dent Mater. 2013;29:1244-1250.

İlgün A, Korkmaz H, Malkoç S, Başçiftçi F. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. Selçuk Üniv Müh Mim Fak Derg, 2004;19:29-37.

Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2010;103:6-12.

Kanık Ö, Türkün Ş. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. EÜ Diş hek. Fak. Derg. 2016;37(2):54-65.

Kaya T, Tirali RE. Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2013; 7;71-77.

Knibbs PJ. Methods of clinical evaluation of dental restorative materials. J Oral Rehabil. 1997;24(2):109-23.

Küçükeşmen Ç. Dental amalgamın insan organizması üzerindeki etkileri. S.D.Ü Tıp Fak. Derg. 2007;14(3):52-61.

Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2019;29(4):701-710.

Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. J Endod.. 2009;3(10):1391-1395.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999(5):597-609.

Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of Endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. J Biomech. 2007;40(11), 2386-2398.

Mackenzie L, Banerjee A. Minimally invasive direct restorations: a practical guide. Br Dent J. 2017;11;223(3):163-171.

Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. Dent Clin North Am. 2002;46(2):303-39.

Maravić T, Vasiljević D, Kantardžić I, Lainović T, Lužanin O, Blažić L. Influence of restorative procedures on endodontically treated premolars: Finite element analysis of a CT-scan based three-dimensional model. *Dent Mater J.* 2018;37:493-500.

Marshall SJ, Marshall GW Jr. Dental amalgam: the materials. *Adv. Dent Res.* 1992;6:94-9.

Mathur VP, Dhillon JK. Dental Caries: A Disease Which Needs Attention. *Indian J Pediatr.* 2018;85(3):202-206.

Mejäre I, Källestål C, Stenlund H, Johansson H. Caries development from 11 to 22 years of age: a prospective radiographic study. Prevalence and distribution. *Caries Res.* 1998;32(1):10-6.

Meral E, Baseren NM. Shear bond strength and microleakage of novel glass-ionomer cements: An Invitro Study. *Niger J Clin Pract.* 2019; 22:566-572.

Messer LB. Assessing caries risk in children. *Aust Dent J.* 2000;45(1):10-6.

Musani I, Prabhakar AR. Biomechanical stress analysis of mandibular first permanent molar; restored with amalgam and composite resin: a computerized finite element study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2010;3: 5-14.

NS, NM, Shetty A, Kumari A, Dn N. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar. *J Conserv Dent.* 2008 Jul;11(3):121-6.

Narang P, Murthy BS, Mathew S. Evaluation of two post and core systems using fracture strength test and finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2006;9(3):99-103.

Nelson S.J, Ash M.M. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. China: Elsevier. 2015.

Nicholson JW. Fluoride-Releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balkan J Dent Med.* 2014;18:60-69.

Noronha JC, MassaraMde L, Souki BQ, Nogueira AP. First permanent molar: first indicator of dental caries activity in initial mixed dentition. *Braz Dent J.* 1999;10(2):99-104.

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year Survival of Composite vs. Amalgam Restorations. *J Dent Res.* 2010;89:1063-1067.

Öz F, Gökalp S. Aşamalı Çürük Tedavisi: Derleme. *Selcuk Dent. J.* 2018;5:177-185.

Papadopoulos C, Dionysopoulos D, Tolidis K, Kouros P, Koliniotou-Koumpia E, Tsitrou EA. Structural integrity evaluation of large MOD restorations fabricated with a bulk-fill and a CAD/CAM resin composite material. *Oper Dent.* 2019;44:312-321.

Penteado MM, Tribst JPM, Dal Piva AM, Ausiello P, Zarone F, Garcia-Godoy F, Borges AL. Mechanical behavior of conceptual posterior dental crowns with functional elasticity gradient. *Am J Dent.* 2019;32(4):165-168.

Peşkersoy C. Sağlıklı ve Çürük Diş Dokuları ile Estetik Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Nanoindentasyon Yöntemiyle Karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2013, İzmir (Danışman: Prof. Dr. N Gökay).*

Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4), 442-448.

Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari SPTN, Imani MM. Micro tensile bond strength of composite to enamel using universal adhesive with/without acid etching

compared to etch and rinse and self-etch bonding agents. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6:2186.

Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;9:175-180.

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15: 512-516.

Roberson, TM., Heymann, HO., Jr, Swift, EJ. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5. Baskı, Güneş Tıp Kitabevleri; Ankara; 2011, s:71-86.

Sabbagh J, McConnell RJ, McConnell MC. Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *J Dent.* 2017;57:86-90.

Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Mosby. 2012.

Sangeetha A, Padmanabhan TV, Subramaniam R, Ramkumar V. Finite element analysis of stresses in fixed prosthesis and cement layer using a three-dimensional model. *J Pharm Bio allied Sci.* 2012;4(2):S384-9.

Simsek H, Derelioglu S. In vitro comparative analysis of fracture resistance in inlay restoration prepared with CAD-CAM and different systems in the primary teeth. *Biomed Res Int.* 2016; 2016:4292761.

Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings from the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc.* 2007;138:763-772.

St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift Jr EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;89:551-557.

Taşkınsel E, Gümüş HÖ. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;8:31-135.

Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Oper Dent.* 2006;31(1):89-96.

Toparli M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):259-63.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, LoGiudice R, Borges ALS, Bottino MA, Epifania E, Ausiello P. The Influence of Custom-Milled Framework Design for an Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D-FEA Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 5;17(11):4040.

Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Cranio fac Res.* 2014;4(3):200-3.

Tunac AT, Celik EU, Yasa B. Two-year performance of CAD/CAM fabricated resin composite inlay restorations: A randomized controlled clinical trial. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31:627-638.

Tutal Z, Yamaner ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;10:157-166.

Uludag B, Ozturk O, Ozturk AN. Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. *J Prosthet Dent.* 2009;102:235-241.

Ulusoy M, Aydın K, (2005), Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. bs; Ankara Üniversitesi Basımevi.2005,s:119-120.

Ünlü N, Çetin AR KompozitRezin Materyallerin içeriklerindeki Yeni Gelişmeler. Türkiye Klinikleri J. Dental Sci. 2008;14(3):156-67.

Ünlü N, Şener S, Karabekiroğlu S. Genç yetişkinlerde birinci büyük azı dışında çürük görülme sıklığı ve ağız bakım faktörleri ile ilişkisi. Selcuk Dent J. 2014; 1:14-19.

Valian A, Moravej-Salehi E, Geramy A, Faramarzi E. Effect of Extension and Type of Composite-Restored Class II Cavities on Biomechanical Properties of Teeth: A Three Dimensional Finite Element Analysis. J Dent (Tehran). 2015;12(2):140-50.

Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. J Dent. 2003;31:395-405.

Warren JJ, Hand JS, Yao JH. First-molar caries experience among Taiwanese first-grade children. ASDC J Dent Child. 1997;64(6):425-8.

Wilson NHF, Roulet JF, FuzziM. Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler. 2. Baskı, Quintessence Yayıncılık, İstanbul; 2006, s:75-119.

Yamanel K, Cagları A, Gülsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J. 2009;28:661-670.

Zafar MS. A Comparison of Dental Restorative Materials and Mineralized Dental Tissues for Surface Nano mechanical Properties. Life Sci J. 2014;11(10s)

Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. Dent Mater. 2012 Oct;28(10):1051-8.



Zarone F, DiMauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current Status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019 Jul 4;19(1):134.

## 8. EKLER

### 1. Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI-SCI Expanded) yayınlar

**Alp Ş**, Guleç Alagöz L, Ulusoy N. Effect of direct and indirect materials on stress distribution of MOD restorations: a 3D finite element analysis study. Bio Med Research International, vol. 2020, Article ID 7435054, 12 pages,2020. <https://doi.org/10.1155/2020/7435054>

### 2. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

**Alp Ş**, Greaves T, Güleç L, Abdelhamid O, Önoral O, Ulusoy N. Aşırı kron harabiyeti olan molar-insizor hipomineralizasyon defektli dişin CAD/CAM endokron ile restorasyonu. 24. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 2017.

Abdelhamid O, **Alp Ş**, Ulusoy N, Önoral O, Ulusoy M. Endodontik Tedavili molar dişin CAD / CAM Nano seramik Endokrin İle Restorasyonu. Restoratif Diş Hekimliği Derneği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 2017.

## 9.ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	Şemsi	<b>Soyadı</b>	Alp
<b>Doğum Yeri</b>	Lefkoşa	<b>Doğum Tarihi</b>	15.11.1991
<b>Uyruğu</b>	KKTC	<b>Tel</b>	5428655606
<b>E-mail</b>	Semsi.alp@neu.edu.tr		

<b>Eğitim Düzeyi</b>	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2021
<b>Yüksek Lisans</b>	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
<b>Lisans</b>	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
<b>Lise</b>	Türk Maarif Koleji	2010

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016-

<b>Yabancı Diller</b>	<b>Okuduğunu Anlama*</b>	<b>Konuşma*</b>	<b>Yazma*</b>
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
Almanca	İyi	Orta	Orta

	Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDÜ Lisansüstü Dil Sınavı	YDS	ÜDS	İELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
80									

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

#### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office Word	Çok iyi
Microsoft Office Power Point	İyi
Microsoft Office Excel	İyi

\*Çok iyi, İyi, Orta, Zayıf olarak değerlendiriniz.

**EK:** Diğer Bilimsel faaliyetler (yayın, kongre bildirisi vs. )