T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİRKONYUM İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT SERAMİK SABİT PROTEZ MODELLERİNİN ÜRETİM TEKNİĞİ, RESTORASYON TİPİ VE DAYANAK ÇEŞİDİ AÇISINDAN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

MERVE BOTSALI

TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ SİBEL DİKİCİER

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
TEMMUZ/2022

İTHAF

“Aileme ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca akademik ve mesleki deneyimi ile bana yol gösteren, tez çalışmamın tüm aşamalarında her türlü desteği veren, kendisinin öğrencisi olmaktan son derece mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Sibel DİKİCİER'e,

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Arzu ATAY ve anabilim dalımız öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi Cumhur KORKMAZ olmak üzere tüm fakültemiz öğretim üyelerine,

Öğrencilik ve meslek hayatımdaki kıymetli katkıları için Doç. Dr. Gülsüm SAYIN ÖZEL'e, Dr. Öğr. Üyesi Yeşim ÖLÇER US'a, Dr. Öğr. Üyesi Didem EKİZ'e, Dr. Öğr. Üyesi Fatma MACİT ERMİŞ'e ve Dt. Sevinç ÇETİNKAYA'ya,

Doktora eğitimimiz süresince aile olduğumuz ve tez dönemim boyunca manevi desteklerini her an hissettiğim tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve S.B.Ü. Sultan Abdulhamit Han E.A.H. çalışanlarına,

Doktora eğitim sürecim ve tez çalışmalarım boyunca sonsuz destek ve anlayışları için annem Emine KIRATLI, amcam Ramazan KIRATLI, kardeşlerim Betül AZAKLI ve Ömer Faruk KIRATLI'ya,

Tavsiyeleri ile eğitim hayatımı şekillendiren ve mesleğimi bana kendisinden yadigar bırakan merhum babam Yaşar KIRATLI'ya,

Tezimin analiz çalışmalarını gerçekleştiren ve her satırında emeği olan en büyük destekçim hayat arkadaşım Yüksek Makine Mühendisi Hüseyin BOTSALI'ya ve tezime küçük elleriyle büyük dokunuşlar yapan canım kızım Ahsen BOTSALI'ya yanımda oldukları için

Sonsuz teşekkürler…

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vii
TABLOLAR LİSTESİ x
ŞEKİLLER LİSTESİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR xvi
ÖZET xvii
ABSTRACT xix
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DENTAL SERAMİKLER 3
2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı 3
2.1.2. Tam Seramik Sistemler ve Genel Özellikleri 4
2.1.2.1. Tam seramik sistemlerin avatajları 5
2.1.2.2. Tam seramik sistemlerin dezavantajları 5
2.1.2.3. Tam seramik sistemlerin endikasyonları 5
2.1.2.4. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları 6
2.1.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması 6
2.1.3.1. Polikristalin seramikler 8
2.1.3.2. Rezin matriks seramikler 9
2.1.3.3. Cam matriks seramikler 11
2.2. ZİRKONYUM İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT SERAMİKLER 14
2.2.1. VITA Suprinity® PC (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 15
2.2.1.1. VITA Suprinity® PC için klinik uygulama ve üretim aşamaları 16
2.2.2. VITA Ambria® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 18
2.2.2.1. VITA Ambria® için klinik uygulama ve üretim aşamaları 19
2.3. PARSİYEL DİŞ EKSİKLİKLERİNDE SABİT PROTETİK TEDAVİ SEÇENEKLERİ 22
2.3.1. Geleneksel Sabit Protezler 22
2.3.1.1. Geleneksel sabit protezlerde biyomekanik faktörler 24
2.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezler 25
2.3.2.1. İmplant destekli sabit protezlerde biyomekanik faktörler 27
2.4. STRES ANALİZİ VE MEKANİK İLE İLGİLİ KAVRAMLAR 32

2.4.1. Kuvvet 32
2.4.2. Gerilme (Gerilim, Stress) 32
2.4.4. Deplasman (Displacement) 33
2.4.5. Elastisite Modülü (Young's Modulus) 34
2.4.6. Poisson Oranı 34
2.4.7. Hooke Kanunu 35
2.4.8. Von Mises Stresi 35
2.4.9. Asal Stresler (Principal Stresses) 36
2.5. DİŞ HEKİMLİĞİNDE STRES ANALİZİ VE KULLANILAN STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ 36
2.5.1. Fotoelastik Analiz Yöntemi 37
2.5.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Yöntemi 37
2.5.3. Kırılgan Vernikle Kaplama (Brittle Lacquer) Analiz Yöntemi 37
2.5.4. Holografik İnterferometri ile Analiz Yöntemi 38
2.5.5. Radyotelemetri ile Analiz Yöntemi 38
2.5.6. Termografik Analiz Yöntemi 38
2.5.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis-FEA) 38
2.5.7.1. Sonlu elemanlar analizinin diş hekimliğinde kullanım alanları 39
2.5.7.2. Sonlu elemanlar analizinin genel özellikleri ve uygulanması 39
2.5.7.3. Sonlu elemanlar analizinin işlem aşamaları 43
2.5.7.4. Sonlu elemanlar analizinin avantajları 44
2.5.7.5. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları 44
3. GEREÇ VE YÖNTEM 46
3.1. ÇALIŞMA MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI 46
3.2. KATI MODELLERİN ELDE EDİLMESİ 48
3.3. FEA ÖN İŞLEM (PRE-PROCESSING) AŞAMALARI 50
3.3.1. Malzeme ve Doku Özelliklerinin Tanımlanması 51
3.3.2. Sınır Koşullarının Belirlenmesi 51
3.3.3. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi 52
3.3.4. Sonlu Eleman Ağ (Mesh) Yapısının Oluşturulması 52
3.4. FEA İŞLEM (PROCESSING) VE SON İŞLEM (POST-PROCESSING) AŞAMALARI 54
4. BULGULAR 55
4.1. ANTERİOR TEK KURON MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 56
4.1.1. M1-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 57

4.1.2. M1-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 61
4.1.3. M4-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 65
4.1.4. M4-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 69
4.2. POSTERIOR TEK KURON MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 73
4.2.1. M2-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 74
4.2.2. M2-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 78
4.2.3. M5-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 82
4.2.4. M5-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 86
4.3. 3 ÜYEli KÖPRÜ PROTEZ MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 90
4.3.1. M3-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 91
4.3.2. M3-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 95
4.3.3. M6-S Modeline Ait Analiz Sonuçları 99
4.3.4. M6-A Modeline Ait Analiz Sonuçları 103
4.4. TÜM MODELLERİN ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 107
5. TARTIŞMA 115
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 136
KAYNAKLAR 138

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2. 1: Tam seramiklerin sınıflandırılması (34) 7

Tablo 2. 2: VITA Ambria restorasyonların preparasyon miktarları (mm cinsinden) (71) . 20

Tablo 2. 3: Ağız içi dokuların Elastisite modülleri ve Poisson oranları 34

Tablo 3. 1: Restorasyon materyallerinin isimlendirilmesi ve özellikleri 46

Tablo 3. 2: Dayanak çeşidi, restorasyon tipi ve materyal türüne göre çalışma modelleri .. 47

Tablo 3. 3: Doku ve materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson oranları 51

Tablo 3. 4: Modellere ait sonlu eleman ve düğüm sayıları 53

Tablo 4. 1: Tüm modellerin stres değerleri 109

Tablo 4. 2: M1 ve M4 modellerinin stres değerleri 110

Tablo 4. 3: M2 ve M5 modellerinin stres değerleri 111

Tablo 4. 4: M3 ve M6 modellerinin stres değerleri 113

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: VITA Suprinity PC CAD/CAM blok (68) 16

Şekil 2. 2: VITA Ambria Press ingot (70) 18

Şekil 2. 3: Misch'in sabit protez sınıflandırması (80) 26

Şekil 2. 4: İmplantlar arası ve implant-doğal diş arası ideal mesio-distal mesafeler (80) 28

Şekil 2. 5: SP-1 ve SP-3 protezlerde restorasyonun kuron boyu farkı (80) 30

Şekil 2. 6: Kuvvet altında doğal diş ve implant hareket miktarı (80) 31

Şekil 2. 7: Cisme etkiyen gerilme çeşitleri 33

Şekil 2. 8: Esnek cisimlerin gerilme-gerinim eğrisi (stress-strain curve) 35

Şekil 2. 9: FEA'da gerilme değerini ifade eden renk yelpazesi 36

Şekil 2. 10: Sonlu elemanlara bölünmüş molar diş ve kuron 40

Şekil 2. 11: FEA modelini oluşturan ağ yapısı (mesh) 41

Şekil 2. 12: Sonlu eleman çeşitleri 41

Şekil 2. 13: Seramik malzemelerin gerilme-gerinim (stress-strain) grafiğine bağlı olarak elastik şekil değişim eğrisi (139) 42

Şekil 3. 1: M1 modeline ait katı model 48

Şekil 3. 2: M2 modeline ait katı model 49

Şekil 3. 3: M3 modeline ait katı model 49

Şekil 3. 4: M4 modeline ait katı model 49

Şekil 3. 5: M5 modeline ait katı model 50

Şekil 3. 6. M6 modeline ait katı model 50

Şekil 3. 7: Restorasyonlara uygulanan dikey yükleme 52

Şekil 3. 8: Restorasyonlara uygulanan 45° açılı oblik yükleme 52

Şekil 3. 9: Tüm örneklere ait sonlu eleman modelleri 53

Şekil 4. 1: Dikey ve oblik yükleme altında M1 ve M4 modellerine ait en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri 56

Şekil 4. 2: Dikey yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 57

Şekil 4. 3: Dikey yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 58

Şekil 4. 4: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 59

Şekil 4. 5: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 60

Şekil 4. 6: Dikey yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 61

Şekil 4. 7: Dikey yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 62

Şekil 4. 8: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 63

Şekil 4. 9: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 64

Şekil 4. 10: Dikey yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 65

Şekil 4. 11: Dikey yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 66

Şekil 4. 12: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 67

Şekil 4. 13: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 68

Şekil 4. 14: Dikey yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 69

Şekil 4. 15: Dikey yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 70

Şekil 4. 16: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 71

Şekil 4. 17: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 72

Şekil 4. 18: Dikey ve oblik yükleme altında M2 ve M5 modellerine ait en yüksek Von Mises ve Minimum Asal Stres değerleri 73

Şekil 4. 19: Dikey yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 74

Şekil 4. 20: Dikey yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 75

Şekil 4. 21: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 76

Şekil 4. 22: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 77

Şekil 4. 23: Dikey yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 78

Şekil 4. 24: Dikey yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 79

Şekil 4. 25: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 80

Şekil 4. 26: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 81

Şekil 4. 27: Dikey yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 82

Şekil 4. 28: Dikey yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 83

Şekil 4. 29: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 84

Şekil 4. 30: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 85

Şekil 4. 31: Dikey yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 86

Şekil 4. 32: Dikey yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 87

Şekil 4. 33: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 88

Şekil 4. 34: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 89

Şekil 4. 35: Dikey ve oblik yükleme altında M3 ve M6 modellerine ait en yüksek Von Mises ve Minimum Asal Stres değerleri 90

Şekil 4. 36: Dikey yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 91

Şekil 4. 37: Dikey yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 92

Şekil 4. 38: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 93

Şekil 4. 39: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 94

Şekil 4. 40: Dikey yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 95

Şekil 4. 41: Dikey yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 96

Şekil 4. 42: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 97

Şekil 4. 43: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 98

Şekil 4. 44: Dikey yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 99

Şekil 4. 45: Dikey yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 100

Şekil 4. 46: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılım 101

Şekil 4. 47: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 102

Şekil 4. 48: Dikey yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 103

Şekil 4. 49: Dikey yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 104

Şekil 4. 50: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı 105

Şekil 4. 51: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 106

Şekil 4. 52: Dikey ve oblik yükleme altında tüm modellerde oluşan Von Mises Stres değerleri 107

Şekil 4. 53: Dikey ve oblik yükleme altında tüm modellerde oluşan Minimim Asal Stres değerleri 108

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA : Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)

Al_2O_3 : Aluminyum oksit

ATZ : Alumina ilaveli zirkonya

BisGMA : Bis fenol A Glisidil dimetakrilat

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli İmalat)

FEA : Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Elements Analysis)

FSZ : Tam stabilize zirkonya

GPa : Gigapascal

LS_2 : Lityum disilikat cam seramik

MPa : Megapascal

N : Newton

PSZ : Parsiyel stabilize zirkonya

P_2O_5 : Fosfor pentoksit

SiO_2 : Silisyum dioksit

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilattan

TZP : Tetragonal zirkonya polikristali

UDMA : Üretan dimetakrilat

Y-TZP : İtriyum ile stabilize zirkonya polikristali

ZLS : Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat

Zr : Zirkonyum

ZrO_2 : Zirkonyum oksit

ZTA : Zirkonyum ilaveli alumina

ZİRKONYUM İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT SERAMİK SABİT PROTEZ MODELLERİNİN ÜRETİM TEKNİĞİ, RESTORASYON TİPİ VE DAYANAK ÇEŞİDİ AÇISINDAN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Amaç: Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramik materyalinden elde edilen restorasyonların vertikal ve oblik çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres dağılımını; materyalin üretim tekniği, restorasyon tipi ve dayanak çeşidi açısından değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu tez çalışmasında ZLS materyali, üç farklı parametre esas alınarak değerlendirilmiştir: 2 farklı üretim tekniği (CAD/CAM ile üretilmiş blok form, preslenerek üretilmiş ingot form), 2 farklı altyapı seçeneği (implant, prepare edilmiş diş) ve 3 farklı restorasyon (anterior tek kuron, posterior tek kuron, üç üyeli köprü protezi). Bu parametreler değiştirilerek bilgisayar ortamında 12 farklı model elde edilmiş ve modeller üzerine 500 N'luk kuvvetler vertikal ve 45° oblik olmak üzere iki farklı şekilde uygulanmıştır. Modellerin uygulanan yükler karşısındaki stres dağılımları sonlu elemanlar analizi (FEA) ile değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Kuvvetlerin modellere uygulanması ile Von Misses stresleri ve minimum asal stres değerleri ölçülmüştür.

Bulgular: Von Mises ve minimum asal streslerin, prepare edilmiş diş destekli restorasyonlarla karşılaştırıldığında aynı restorasyonun implant destekli formunda yüksek değerlere sahip olmuştur. Modellerin tamamında oblik yükleme altında oluşan streslerin dikey yükleme altında oluşan stres miktarından fazla olduğu bulunmuştur. En yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri oblik yükleme altındaki M6 modeline ait olmuştur.

Sonuç: Sabit protetik restorasyonlarda oluşan stresler kuvvetin büyüklüğü, yönü, restorasyonun üye sayısı ve ağız içindeki konumu gibi birçok faktörden etkilendiği sonucuna varılmıştır. Ancak ZLS materyalinin üretim tekniği değerlendirildiğinde CAD/CAM blok ve preslenmiş ingot arasında oluşturdukları stres miktarı açısından belirgin fark bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM Blok, İmplant Destekli Kuron, Sabit Protez, Sonlu Elemanlar Analizi, Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat

THE EVALUATION OF ZIRCONIA-REINFORCED LITHIUM SILICATE CERAMIC FIXED PROSTHESIS MODELS IN TERMS OF FABRICATION TECHNIQUE, RESTORATION AND ABUTMENT TYPE BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Aim: Stress distribution of restorations obtained from zirconium reinforced lithium silicate (ZLS) ceramic material under vertical and oblique occlusal forces; to evaluate the material in terms of production technique, restoration type and abutment type.

Materials and Methods: In this thesis, ZLS material was evaluated on the basis of three different parameters: 2 different production techniques (CAD/CAM produced block form, Pressed ingot form), 2 different infrastructure options (Implant, Prepared tooth) and 3 different restoration (Anterior single crown, Posterior single crown, 3-units bridge prosthesis). By changing these parameters, 12 different models were obtained via software and 500 N forces were applied on the models in two different ways as vertical and 45° oblique. The stress distributions of the models were evaluated and compared with Finite Element Analysis (FEA). By applying the occlusal forces to the models, Von Misses stresses and minimum principal stresses values were measured.

Results: When Von Mises and minimum principal stress values were compared with tooth-supported restorations, it was observed that the implant-supported form of the same restoration had higher values. In all models, it was found that the stresses under oblique loading were higher than the amount of stress under vertical loading. The highest Von Mises and minimum principal stress values belonged to the M6 model under oblique loading.

Conclusion: The stresses occurring in fixed prosthetic restorations are affected by many factors such as the magnitude and direction of the force, the number of units of the restoration and its position in the mouth. However, when the production technique of the ZLS material was evaluated, no significant difference was found between the CAD/CAM block and the pressed ingot in terms of the amount of stress they created.

Key Words: CAD/CAM Block, Finite Element Analysis, Fixed Prosthesis, Implant Supported Crown, Zirconia-reinforced Lithium Silicate

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş hekimliğinin en önemli amacı kaybedilmiş doku bütünlüğünün tekrar sağlanması, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin teminidir. Bu doğrultuda protetik diş hekimliğinde sabit protezler önemli yere sahiptir. Tam seramik sistemlerin piyasaya sürülmesinden önce altın standart olarak kabul edilen metal seramik sabit protez sistemlerin hem seramiğin estetik özelliklerini hem de metallerin olağanüstü mekanik özelliklerini birleştirdiği düşünülmekteydi (1,2). Ancak artan teknolojik imkanlar ve estetik beklentiler, doğal dişe yakın yarı saydamlığa ve optik özelliklere sahip metal içermeyen materyallere olan talebi ortaya çıkarmıştır. Bu durum, yüksek estetik özelliklere ve biyouyumluluğa sahip seramik materyallerin ve bu materyellerle üretilen tam seramik restorasyonların geliştirilmesine yol açmıştır. Güncel gelişmeler ve estetik beklentiler doğrultusunda protetik diş tedavisi alanında kullanılan tam seramik materyaller her geçen gün geliştirilmeye devam etmektedir. Estetik beklentiyi karşılamanın yanında mekanik özelliklerin artırılması, böylece materyallerin klinik kullanım alanlarının genişletilmesi hedeflenmektedir (3,4).

Piyasada başta cam seramikler, kristalin seramikler ve polikristalin seramikler olmak üzere estetik beklentiyi ve gereksinimleri karşılayan çeşitli seramik malzemeler bulunmaktadır ve her seramik grubun kendine ait farklı optik özellikleri vardır. Ancak bir materyali üstün kılan tek faktör yüksek optik ve estetik özellik değildir; aynı zamanda uygun mekanik özellikler, buna bağlı olarak da yeterli klinik işlevsellik ve uzun ömürlülük gibi özellikler de materyalin klinik kabul edilebilirliğini etkilemektedir (5–7). Mekanik ve optik özellikleri geliştirmek için materyeller üzerinde çalışmalar devam etmekte ve her geçen gün yeni gelişmeler görülmektedir.

Estetik ve mekanik özellikleri bir arada bulundurmak amacıyla yüksek dayanımlı zirkonyum ile yüksek estetik özelliklere sahip lityum disilikat cam seramik materyalin birleştirilmesi ile üretilmiş zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramik materyali günümüzde dikkat çekmektedir. ZLS seramik materyallerin üretilmesindeki asıl amaç, daha yüksek dayanıklılık ve kırılma direncine sahip estetik tam seramik restorasyonlar elde etmektir (8).

Restore edilmiş dişlere uygulanan restorasyon materyali ağız içinde belirli streslere maruz kalır. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının ve değerlerinin ölçülmesi, yapılan restorasyonun sağ kalımı ve üretilecek olan yeni materyallerin geliştirilmesi için çok önemlidir. Bu doğrultuda güncel çalışmaların önemli bir kısmı, estetik olarak öne çıkan materyallerin mekanik dayanımlarının ölçümü ve bu materyallerin avantaj ve dezavantaj yönünden birbiri ile karşılaştırılması üzerine yoğunlaşmıştır. Son dönemde yapılan çalışmalarda bu karşılaştırmalar bilgisayar ortamında dijital olarak simule edilebilmekte ve gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilmektedir. Bu amaçla kullanılan analiz yöntemleri içinde üç boyutlu tasarımı ile gerçeğe en yakın sonuçları veren sonlu elemanlar analizi (Finite Element Analysis - FEA) diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmuştur (9).

Tam seramik restorasyonlar üzerinde yapılan analiz çalışmalarının büyük çoğunluğu materyal içeriklerinin mekanik özelliklere etkisinin karşılaştırılmasına yöneliktir. Fakat materyallerin içeriklerinin yanında üretim tekniklerinin ve restorasyonun altyapı çeşitlerinin de mekanik özellikleri önemli ölçüde etkilediği bilinmektedir. Literatürde ZLS materyalinin CAD/CAM blok formunun zirkonyum, lityum disilikat ve diğer tam seramik materyalleri ile biyomekanik açıdan karşılaştırıldığı fazla sayıda çalışma mevcuttur (10–14). Ancak ZLS'nin yakın zamanda piyasaya sürülen ve preslenerek üretilen ingot formu ile ilgili yeterli çalışma henüz bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda; estetik ve mekanik özellikleri ile son zamanlarda dikkat çeken ZLS seramiklerinin CAD/CAM blok ve preslenmiş ingot formu kullanılmıştır.

Bu doktora tez çalışmasının amacı; ZLS seramik materyalinden elde edilen sabit protetik restorasyonların, vertikal ve oblik çiğneme kuvvetleri karşısındaki dayanıklılığını ve stres dağılımını; materyalin farklı üretim teknikleri temelinde, restorasyon tipi ve dayanak çeşidi açısından değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

Dental seramikler, eksik veya hasarlı diş dokularını tedavi etmek için kullanılan diş protezleri üretmek amacıyla tasarlanmış malzeme sistemlerinden bir tanesidir. Bu konudaki literatürde, seramik, ham minerallerin yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla elde edilen inorganik, metalik olmayan malzemeler olarak tanımlanır (1,15).

Translüsensi, ışık geçirgenliği ve biyouyumluluk gibi özelliklere sahip olması dental seramiklere yüksek düzeyde estetik özellik kazandırır. Fakat restoratif materyaller olarak dental seramikler, çoğunlukla oral kavitede mevcut olan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyamamalarından dolayı dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle başlangıçta premolar ve molar alanlarda sınırlı uygulama alanı bulmuşlardır, ancak bu materyallerdeki güncel gelişmeler endikasyon yelpazesini genişletmiş ve kullanım ömrünü uzatmıştır (16).

2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramik; düşük ısıda eriyen, kristalin yapıda olmayan, lösit içeren, amorf bir cam matrikstir. Sahip olduğu kovalent ve iyonik bağlar; dental seramiklerin stabilite, kimsayal ve termal etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Aynı zamanda bu bağların yapısı seramiklerin kırılganlığının da en önemli nedenidir. Seramikler ve camlar yüksek basma dayanımı (compressive strength) ancak düşük çekme dayanımı (tensile strength) sergilemektedirler. Sahip oldukları bu özellik, çok düşük gerilme altında bile (%0,1-%0,2) kırılabilecekleri anlamına gelmektedir (1). Tüm dental seramikler, metaller ve diğer dental materyallerle karşılaştırıldığında düşük kırılma tokluğuna sahiptir (1,17). Ancak birçok seramiğin sertliği ise (>460 kg/mm^2), insan minesinden (343 kg/mm^2) belirgin ölçüde yüksektir (18).

Dental seramiklerin içeriğini oluşturan maddelerdeki oransal farklılıklar ve değişen fırınlama prosedürlerinin yanında, temel yapısında üç ana madde vardır:

1. Feldspar (K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$), seramikte ana yapıyı oluşturan maddedir ve yapıda minimum %60 (yaklaşık %75-85) oranında bulunmaktadır. Pişirme sırasında eriyerek, seramiğe yarı şeffaflığı veren camsı yapıyı oluşturur ve

kuartz partiküllerinin tutunması için bir matriks görevi görür. Ana bileşeni Na_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$ ve K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$ formunda bulunan silikon dioksittir. K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$ yapısındaki feldsparda 6 adet silisyum dioksit (SiO_2) bulunmaktadır. 4 adet SiO_2 bulunduğu zaman madde lösit olarak tanımlanmaktadır ve lösit, seramik yapıyı güçlendirmekte ve optik özelliklerini artırmaktadır (19–21).

2. Kuartz, **s**ilika yapısındadır ve matriks içinde %10-30 oranında bulunarak doldurucu olarak görev yapar. Pişme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler ve yapıya desteklik sağlayarak dayanıklılığını artırır (22,23)**.**
3. Kaolin, opak olduğu için oldukça az miktarda, yaklaşık %1-5 oranında kullanılır. Opak olmasından dolayı günümüz porselen sistemlerinin kaolin içermemesi tercih edilmektedir. Pişerken iskelet oluşumunu sağlayarak feldspar ve kuartz için bağlayıcı özellik kazanır. Isıya dayanıklıdır, yüksek sıcaklıkta erir. Seramik hamuruna elastikiyet özellik kazandırır ve seramiğin işlenebilirliğini artırır (20,21,24).

Dental seramiklerin üç ana uygulama alanı vardır:

- Metal seramik restorasyonlar,
- Tam seramik restorasyonlar,
- Hareketli protezler için yapay seramik dişler.

2.1.2. Tam Seramik Sistemler ve Genel Özellikleri

Metal-seramik restorasyonlar, eksik veya hasar görmüş dişlerin rehabilitasyonunda uygulanan önemli ve yaygın bir tedavi yaklaşımı olmasına rağmen kullanılan opak porselen ve metal alaşım, bu restorasyonların estetik bölgelerde kullanımını sınırlandırmaktadır. Bunun yanında, diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılan alaşımların bazıları hastalar için birtakım sorunlar teşkil edebilir. Bu sorunlar; alerji (25), diş eti lekelenmesi, (26) dişeti dokusuna ve dişeti sıvısına metalik iyonların salınımı (27) gibi biyolojik komplikasyonlar oluşturabilmektedir. Bu dezavantajlar ve güncel estetik beklentiler metal içermeyen seramik sistemleri gündeme getirmiştir. (1). Tam seramik restorasyonlar, herhangi bir metal alt yapıya sahip değildir

ve gösterdiği üst düzey translusent özellik ile estetik bölgelerde kullanılabilmektedirler (28–30).

2.1.2.1. Tam seramik sistemlerin avatajları:

- Homojen yapıdadırlar.
- Yüksek ışık geçirgenliği özelliklerinden dolayı daha estetiktirler.
- Seramik yüzeyinde plak birikimi metal yüzeyine oranla daha azdır.
- Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısısal iletkenliğe sahiptirler.
- Metal altyapıyı gölgelemeye gerek kalmayacağı için özellikle servikal bölgede taşkın sınırlı restorasyon riski azalır.
- Biyolojik olarak metallerden daha üstündürler.
- Preparasyonun basamağının supragingival bitirilebilmesi dişetini, diş kesimi ve ölçü alımı sırasındaki travmalardan korur ve restorasyonun uygulanmasından sonra bölgenin temizliğini kolaylaştırır (31,32).

2.1.2.2. Tam seramik sistemlerin dezavantajları:

- Pahalıdır.
- Gerilme kuvvetine dirençsizdir.
- Metal-seramik sistemlere kıyasla düşük kırılma dayanımı gösterirler.
- Hassas laboratuvar çalışması gerektirir.
- Daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektiren preparasyon kurallarına sahiptir.
- Posterior bölgede sınırlı uygulama alanına sahiptirler (31,32).

2.1.2.3. Tam seramik sistemlerin endikasyonları:

- Estetiğin önemli olduğu anterior diş restorasyonları,
- Konjenital ya da kazanılmış diş eksikliklerinin tedavisi,
- Kole defektleri,
- Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişler,

- Travmaya uğramış dişler,
- Mine displazileri,
- Kırık dişlerin tamiri,
- Anterior diastemaların kapatılması,
- İmplant üstü restorasyonlar,
- Metal alerjisi olan olguların sabit protetik tedavisi (33).

2.1.2.4. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları:

- Kısa klinik kuron boyuna sahip dişler,
- Basamaklı preparasyona izin vermeyen, yetersiz mesiodistal boyuta sahip alt kesici dişler,
- Uygun preparasyona izin vermeyen, uzun klinik kuron boyuna sahip periodontal olarak hasarlı dişler,
- Önemli derecede artmış overbite ve overjet sahibi olgular,
- Parafonksiyonel alışkanlık varlığı,
- Preparasyon sonrası interokluzal aralığın 2 mm'den az olduğu olgular,
- Çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu durumlar,
- Kötü ağız hijyeni varlığı ve aşırı malpoze dişler (33).

2.1.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramiklerin sınıflandırılması çeşitli araştırmacıların yaptığı sınıflamalarda farklılıklar göstermekle birlikte en yaygın kullanılan sınıflamalardan bir tanesi yapım/üretim tekniklerine göre hazırlanan sınıflamadır. Bu sınıflamaya göre tam seramikler şu şekilde gruplandırılır:

- Geleneksel Feldspatik Seramikler
- Dökülebilir Cam Seramikler
- Isı ve Basınç Altında Preslenebilen Cam Seramikler
- Magnezya Kor Materyeli ile Güçlendirilmiş Seramikler

- Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Seramikler
- Bilgisayar Yardımı (CAD/CAM) ile Hazırlanan Seramikler

Seramik malzemeler için yapılan mevcut sınıflandırmaların en önemli eksiği, yüksek oranda seramikle doldurulmuş rezin matriksli malzemeleri içermemeleridir. Çeşitli klinik endikasyonlar için estetik alternatifler olan bu malzemeler, son zamanlarda Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından seramik benzeri özelliklere sahip oldukları ve sınıflandırma sistemlerinde göz ardı edilmemeleri gerektiği için "seramik" olarak kodlanmış ve böylece "rezin maktriks seramikler" tanıtılmıştır. Bu düşüncenin ışığında yeni bir sınıflandırma sistemine ihtiyaç duyulmuştur. Gracis ve ark.'nın bu ihtiyaca dayanarak 2015 yılında yayınlamış oldukları derlemede sundukları sınıflama, dental seramiklerle ilgili en yaygın kullanılan güncel sınıflama olmuştur ve Tablo 2.1'de verilmiştir. Bu sınıflamada dental seramikler, kimyasal kompozisyonlarında bulunan faz ya da fazlara göre üç ana gruba ayrılmıştır (34): Polikristalin seramikler, rezin matriks seramikler ve cam matriks seramikler.

Tablo 2. 1: Tam seramiklerin sınıflandırılması (34)

<table>
<tr><th colspan="3">DENTAL SERAMİKLER</th></tr>
<tr><th>Polikristalin Seramikler</th><th>Rezin Matriks Seramikler</th><th>Cam Matriks Seramikler</th></tr>
<tr><td>1. Alumina Seramikler</td><td>1. Rezin Nanoseramikler</td><td>1. Feldspatik Seramikler</td></tr>
<tr><td>2. Stabilize Zirkonya Seramikler</td><td>2. Rezin İnfiltre Cam Seramikler</td><td>2. Cam İnfiltre Seramikler
• Alumina
• Alumina ve Magnezyum
• Alumina ve Zirkonyum</td></tr>
<tr><td>3. Zirkonya İlaveli Alumina Seramikler</td><td>3. Rezin İnfiltre Zirkonya Silika Seramikler</td><td rowspan="2">3. Sentetik Seramikler
• Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
• Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
• Florapatit bazlı cam seramikler</td></tr>
<tr><td>4. Alumina İlaveli Zirkonya Seramikler</td><td></td></tr>
</table>

2.1.3.1. Polikristalin seramikler: Bu seramiklerin temel özelliği, camsı faz içermeyen ince taneli kristal yapıya sahip olmalarıdır. Yapıdaki kristallerin yoğun ve düzenli sıralanması, çatlakların ilerlemesini engelleyerek malzemeye yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu özelliği kazandırır (35,36). Cam faz içermemeleri, hidroflorik asit ile yüzey pürüzlendirilmesine karşı sahip oldukları direncin nedenidir (37). Aynı zamanda cam faz içeren seramiklerle kıyaslandığında daha opaktırlar ve genellikle altyapı materyali olarak kullanılırlar. Ancak güncel restorasyonlar için üretilmiş monolitik formları da mevcuttur. Şekillendirilmeleri için CAD/CAM sistemleri kullanılır (34,35).

2.1.3.1.a. Alumina seramikler: Yüksek oranda (%99,5'e kadar) Al_2O_3'ten oluşmaktadır. Çok yüksek sertlik (17-20 GPa) ve yüksek dayanıklılığa sahiptir. Tüm dental seramiklere kıyasla en yüksek elastik modül değerine (E = 300 GPa) sahiptir ancak bu özelliği kütlesel kırılmalara karşı dayanıklılığının az olmasına yol açmıştır. Kırılmaya yönelik bu eğilim ve stabilize zirkonya gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip malzemelerin tanıtımı ile kullanımları oldukça azalmıştır (38). Procera® AllCeram (Nobel Biocare) ve In-Ceram® AL (VITA Zahnfabrik) alumina seramiklerine örnek verilebilir.

2.1.3.1.b. Stabilize zirkonya seramikler: Saf zirkonya; monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç fazda bulunur ve bu fazlar sıcaklık derecesine bağlı olarak değişiklik gösterir. Zirkonya 1170°C'ye kadar monoklinik fazdadır ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür, tetragonal faz 2370°C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Zirkonyanın erime noktası 2680°C'dir ve bu dereceye kadar kübik fazdadır (39). Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdayken fırınlama ısısında tetragonal fazdadır. Fırınlamanın ardından oda sıcaklığına soğuma esnasında tetragonal fazdan monoklinik faza doğru bir dönüşüm gerçekleşir ve dönüşüme % 4'lük bir hacim artışı eşlik eder. Bu dönüşüm sonucu materyalin dayanıklılığı artar ancak hacim artışı kontrol altına alınmazsa ileri derece kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler kullanılarak oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi gerekmektedir. Zirkonyanın tam stabilize zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) şeklinde üç formu bulunmaktadır. FSZ'de zirkonya kübik fazdadır, PSZ kübik fazdaki matriste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklardan oluşur. TZP'ler ise çoğunlukla itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir. Dental Zirkonya seramiklerin tamamı TZP'dir ve en yaygın olarak

itriyum ile stabilize zirkonya polikristalleri (Y-TZP) formundadır. Y-TZP, frezelenme ve sinterlemeden sonra en yüksek mukavemete ve kırılma tokluğuna ulaşır (40).

Dental zirkonya seramikler ilk olarak estetik özellikleri yüksek seramiklerle veneerlenmek üzere protetik altyapı malzemesi olarak kullanılmışlardır ancak monolitik restorasyonlar üretmeye izin veren formları mevcuttur. Günümüzde dentinden mineye renk geçişini taklit eden polikromatik olarak üretilmiş CAD/CAM blokları ve diskleri geliştirilmiştir. Y-TZP'den elde edilen dental restorasyonlar genellikle CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilirler. NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare), Lava/Lava Plus (3M ESPE), In-Ceram YZ (Vita), Zirkon (DCS), Katana Zirconia ML (Kuraray), Cercon HT (Dentsply), Prettau Zirconia (Zirkonzahn), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) stabilize zirkonya seramiklerine örnek verilebilir (34,35).

2.1.3.1.c. Zirkonya ilaveli alumina seramikler ve alumina ilaveli zirkonya seramikler: Alümina-zirkonya bileşimi ile elde edilen seramiklerin amacı; genellikle tetragonal fazda parsiyel stabilize haldeki zirkonya ve orta derecede tokluk gösteren aluminanın yapısal ve fiziksel şartlarını iyileştirmektir. Bu amaçla zirkonya ilaveli alümina (ZTA) ve alümina ilaveli zirkonya (ATZ) seramikleri geliştirilmiştir (41). ZTA'nın ağırlıkça en az %50 Al (Aluminyum) içermesi gerektiği, ATZ'nin de ağırlıkça en az %50 Zr (zirkonyum) içermesi gerektiği önerilmektedir (42). Bu malzemelerin Y-TZP ile karşılaştırıldığında avantajları; düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı direnç, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğudur (43).

2.1.3.2. Rezin matriks seramikler: Rezin matriks seramikler, yüksek oranda seramik partiküllerle doldurulmuş organik matrikse sahip seramiklerdir. ADA Diş Prosedürleri ve İsimlendirme Yasası'nın 2012 versiyonu dental seramikleri "yüksek sıcaklıklarda işlenen metal ve rezin olmayan inorganik bileşikler" olarak tanımladığı için rezin matriksli malzemeler dental seramikler sınıflandırmalarında yer almamaktaydı. Ancak 2013 versiyonunda dental seramikler "preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış veya frezelenmiş; ağırlıklı olarak inorganik bileşikler içeren; seramikler, camlar ve cam seramiklerin de dahil olduğu malzemeler" olarak tanımlanmıştır. Bu tanımlamaya göre rezin matriks seramikler daha az baskın oranda bulunan organik fazın (polimer) varlığından bağımsız olarak ağırlıklı olarak (ağırlıkça > %50) inorganik bileşiklerden oluştukları için dental seramikler sınıflamasına dahil edilmiştir (34,35).

Rezin matriks seramikler üreticiler tarafından; geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastiklik modülünü daha yakından taklit eden bir malzeme elde etmek, malzemenin cam matriks seramiklerden ve polikristalin seramiklerinden daha kolay frezelenebilmesi ve uyumlanması sağlamak, kompozit ile kolayca tamir edilebilmesini olanak tanımak amacıyla geliştirilmiştir (34,35).

Rezin matriks seramikler; rezin nanoseramikler, rezin infiltre cam seramikler ve rezin infiltre zirkonya-silika seramikler olmak üzere üç alt gruba ayrılırlar.

2.1.3.2.a. Rezin nanoseramikler: Bu materyaller, ağırlıkça yaklaşık %80 nanoseramik parçacıklarla güçlendirilmiş, yüksek derecede polimerize edilmiş rezin matriksten oluşmaktadır. Spesifik kompozisyonları ve üretim teknolojileri sayesinde, kompozit malzemelerden daha yüksek bükülme dayanaklığı (200 MPa), kırılma ve aşınma direnci gösterdikleri öne sürülmektedir. Aynı zamanda içerdikleri nanopartiküller sayesinde önemli ölçüde iyileştirilmiş cilalanabilirlik ve optik özelliklere sahiptirler. Endikasyonları; inlay, onlay, anterior ve posterior tek diş restorasyonlardır. (34,35). Lava Ultimate (3M ESPE) ve Cera Smart (GC) rezin nanoseramiklerin örnekleridir.

2.1.3.2.b. Rezin infiltre cam seramikler: Bu materyal tipik olarak ikili bir ağ yapısıdan oluşur; ağırlıkça %86, hacimce %75 bir feldspatik seramik ağ ve ağırlıkça %14, hacimce %25 bir polimer ağ. Seramik ağın spesifik bileşimi içerisinde %58-63 SiO_2, %20-23 Al_2O_3, %9-11 Na_2O, %4-6 K_2O, %0.5-2 B_2O_3, %1'den az Zr_2O ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağı ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır. Bu materyal üreticisi taraafından “hibrit seramikler” olarak ifade edilmektedir. Endikasyonları; inlay, onlay, anterior ve posterior tek diş restorasyonlardır (34,35). VITA Enamic (VITA Zahnfabrik) rezin infiltre cam seramiklerin örneğidir.

2.1.3.2.c. Rezin infiltre zirkonya-silika seramikler: Rezin infiltre zirkonya-silika seramikler; ağırlıkça %60’dan fazla inorganik içeriğe ve Bis fenol A Glisidil dimetakrilat (BisGMA), UDMA, TEGDMA gibi çeşitli organik matrikslere silika tozu, zirkonyum silikat ve pigmentler gibi inorganik komponentlerin eklenmesi ile elde edilmektedir. Endikasyonları; inlay, onlay, anterior ve posterior tek diş restorasyonlardır (34,35). Paradigm MZ-100 Bloklar (3M ESPE) rezin infiltre zirkonya-silika seramiklerin örnekleridir.

2.1.3.3. Cam matriks seramikler: Cam matriks seramikler, camın temel kristal yapısının korunarak üretildiği cam faz içeren, metalik olmayan inorganik materyallerdir. Seramiklerin optik ve mekanik özelliklerinin korunabilmesi için camın temel kristal yapısının korunması oldukça önemlidir (44). Bu nedenle kontrollü şekilde bir kristalizasyon/çekirdeklenme işlemi yapılmaktadır. Kristalizasyonun kontrolü uygun cam matriks seramik materyalin üretilebilmesi için çok önemlidir (45). Kristalizasyon süreci, temel cam yapıya kristalizasyon/çekirdeklenme ajanlarının (fosfor pentoksit-P_2O_5) eklenmesiyle başlar (44,46). Fakat kristalizasyon sürecinin başlaması için gerekli olan bu ajanın (fosfor pentoksit-P_2O_5), restorasyona opaklık katmak gibi bir dezavantajı vardır (47). Bu nedenle belirli bir cam matriks seramik malzemenin mikroyapısı, bileşiğindeki çekirdeklendirici ajan tipine ve miktarına bağlı olarak değişmektedir (48). Çekirdeklenme maddelerine ek olarak, cam matrikse, farklı kristal tiplerinin değişen miktarları eklenir ve bu durum cam matriks seramikler arasındaki farkın sebebidir. Cam matriks seramikler yapılarında bulundurdukları kristal çeşidine ve bu kristallerin miktarına bağlı olarak sınıflandırılır ve adlandırılırlar; feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam-infiltre seramikler olmak üzere üçe ayrılırlar (34,35).

2.1.3.3.a: Feldspatik seramikler: Doğada bulunan ve çeşitli oranlarda potasyum ve sodyum içeren alüminasilikatlar feldspat olarak bilinirler ve dental seramikleri oluşturmak için kullanılırlar. Düşük ve orta düzeyde lösit içeren feldspatik cam materyaller, "feldspatik seramikler" olarak adlandırılırlar. Geleneksel yöntemle de üretilebilen feldspatik seramikler, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde protetik restorasyon üretmek için blok formunda kullanılan ilk seramiklerdir. Bu porselenler ile elde edilen restorasyonların kırılma dirençleri polisaj sonrası 130 MPa iken glaze yapıldıktan sonra 160 MPa'a kadar çıkabilmektedir. Ancak kırılma dirençleri kendilerinden sonra geliştirilen cam seramiklere oranla oldukça düşüktür (34,35,49). Bu seramikler refraktör day, presleme ve CAD/CAM ile üretilmektedirler. VITA Mark II, VITABlocks TriLuxe, VITABlocks RealLife (VITA Zahnfabrik), IPS Classic (Ivoclar Vivadent) feldspatik seramik örnekleridir.

2.1.3.3.b. Cam infiltre seramikler: Bu seramikler, sinterlenmiş oksit yapıya eritilmiş cam parçacıklarının infiltre edilmesi ile elde edilir. Döküm ve CAD/CAM ile üretilir. In-Ceram seramikler olarak da adlandırılan bu sistemin alt grupları ve örnekleri

In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia'dır (VITA Zahnfabrik). Seramiğin optik ve mekanik özellikleri, kimyasal bileşimine bağlıdır (34,35).

Aluminadan üretilen In-Ceram Alumina ilk cam infiltre seramiktir ve 1989'da tanıtılmıştır. Ağırlıkça %80'den fazla alumina içeriği sayesinde, malzeme optimum yarı saydamlığa ve 500 MPa değerinde eğilme mukavemetine sahiptir. Bu nedenle anterior ve posterior bölgede tek kuronlar ve ön bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarında endikedir.

Alumina ve magnezyumdan üretilen In-Ceram Spinell, en düşük eğilme mukavemetine (400 MPa) ancak en yüksek yarı saydamlığa ve optik özelliklere sahiptir. Bu nedenle anterior bölgede tek kuron restorasyonları için endikedir.

Alumina ve zirkonyumdan üretilen In-Ceram Zirconia, diğer cam infiltre seramiklere kıyasla en yüksek eğilme mukavemetine (600 MPa) sahiptir. Bu nedenle posterior bölgede tek kuronlar ve hem anterior hem posterior 3 üyeli köprüler için endikedir.

Üretim sürecinin karmaşıklığı, zorluğu ve hassasiyet gerektirmesinin yanında lityum disilikat seramiklerin ve zirkonyanın artan popülaritesi ve tercih edilirliği nedeniyle cam infiltre seramik malzemelerin kullanımı terk edilmiştir (34,35).

2.1.3.3.c. Sentetik seramikler: Sentetik seramikler ham maddelerin doğal kaynaklarına bağımlılığı azaltmak ve kristal faz miktarını artırarak çatlak oluşumunu engellemek amacıyla geliştirilmiştir. Sahip oldukları kristallerin varlığı, içinde bulundukları seramiğin mekanik özelliklerini iyileştirir. Sentetik seramiklerin yapısı, yarı saydam bir camsı faz (matriks) içine dağılmış kristal fazdan (kristaller) oluşur. Camsı faz, yarı saydamlık ve kırılganlık gibi cama ait özelliklere sahiptir. Kristal faz, opaklığı artırarak şeffaf camsı fazın diş sert dokularına (mine ve dentin) renk adaptasyonunu sağlar. Böylece seramik malzemeye dayanıklılık, stabilite ve ağızda meydana gelen streslere karşı dayanıklılık kazandırır. Kristaller, kontrollü çekirdeklenme ve kristalizasyon süreçleri ile "yapay olarak" oluşturulur. Kristallerin boyutu ve matriks içindeki dağılımı, camın temel bileşimi, işlenmesi ve ısıl işlem ile belirlenir. Bu sürecin ardından homojen yapılı, yüksek optik özelliklere sahip, uygun aşınma direnci ve mukavemet sergileyen malzemeler elde edilir. Sentetik seramikler sahip oldukları kristal çeşidine bağlı olarak; florapatit seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, lityum

disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve türevleri (zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler) olarak gruplandırılır. (34,35).

Florapatit cam seramikler, yapısal olarak camsı matrise gömülü çeşitli boyutlarda florapatit kristallerinden oluşmaktadır. Kristaller seramiğin opaklık miktarında görev almaktadır (34). Kanıtlanmış yüksek estetik özelliklerinden dolayı tabakalama/veneer seramiği olarak tercih edilmektedir. Materyal lityum disilikat (LS2) cam seramikler ve zirkonyum oksit (ZrO2) ile üretilmiş altyapıların veneerlenmesinde kullanılır. (28). IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent) florapatit seramiklerin örnekleridir.

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin temel bileşeni, feldspatik porselendir. Ancak cam matriks hacminin %30-40'ını lösit kristalleri oluşturur, bu kristaller cam matriks içerisine homojen şekilde dağılmıştır. Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin preslenerek üretilen ingot ve CAD/CAM sistemleri için üretilen blok formları mevcuttur. Diş dokusuna olan başarılı adezyonu sayesinde bu malzeme ile üretilen restorasyonların direnci yüksektir. Fakat sahip oldukları düşük kırılma dayanımından dolayı endikasyonları anterior kuronlar ve laminate veneer ile sınırlı kalmıştır (28). IPS Empress, IPS EmpressCAD, IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent), Vita VM7, VM9, VM13 (VITA Zahnfabrik) lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin örnekleridir.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, camsı matriks içine dağılmış halde bulunan hacimce yaklaşık % 70'ine karşılık gelen kristal fazdan oluşmaktadırlar. İlk kez 1990 yılında "IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent)" adıyla piyasaya çıkmıştır. Kritallerin daha küçük ve düzgün dağılmış olarak yerleşimine izin veren yeni formülasyonu 2005 yılında" IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)" adıyla piyasaya sunulmuştur. Yeni kristal düzeni sayesinde, preslenerek üretilen bu formun mekanik ve optik özellikleri eski cam matriks seramiklerden çok daha yüksek hale gelmiştir. Isı ile presleme tekniğinin yanı sıra, CAD/CAM teknolojileri ile kullanımına izin veren blok formu da üretilmiştir. (IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)) (34,35).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, yüksek dayanım ve üstün estetik gibi özelliklere sahiptir. Sahip olduğu iğnemsi kristaller, yapıda oluşan çatlakların yön değiştirmesini ve dallara ayrılmasını engeller böylece kırıkların oluşması yada ilerlemesi önlenir. Bu da yüksek mekanik dayanıklılığını sağlayan en önemli faktördür. Aynı zamanda sahip olduğu yüksek ışık geçirgenlik özelliği sayesinde doğal dişe benzer optik özelliklere sahip restorasyonlar üretilmesine imkan sağlar. Tek diş kuron

restorasyonlarında ve ikinci küçük azı dişine kadar olan anterior üç üyeli köprülerde kullanımı endikedir. (50,51).

Cam matriks seramiklerin endikasyon yelpazesini genişletmek, bu materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine bağlıdır. Lityum disilikat cam seramiklerden ilham alınarak geliştirilen "Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler" tam seramik ailesinin en yeni üyelerinden biridir.

2.2. ZİRKONYUM İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ LİTYUM SİLİKAT SERAMİKLER

Önceleri tam seramik restorasyonların, metal destekli porselen restorasyonlara oranla en büyük dezavantajları düşük kırılma dayanımına sahip olmalarıydı. Ancak tam seramik sistemlerin rutin klinik uygulamalarda kullanılmasını yaygın kılan en büyük gelişme, seramik materyalinin mekanik olarak güçlendirilmesi ve bu doğrultuda yeni seramik materyallerinin üretilmesi olmuştur. Estetik diş hekimliğindeki güncel gelişmeler, daha iyi mekanik, fiziksel ve optik özelliklere sahip seramik malzemelerin geliştirilmesine yol açmıştır (52). 2000'li yıllardan itibaren sabit protezlerde lityum disilikat cam seramikler ve zirkonyum öne çıkmış ve yaygın olarak kullanılmıştır (53,54).

Zirkonyum, sahip olduğu yüksek bükülme direnci sayesinde kullanılmaya başlanmış ve tam seramik restorasyonların mekanik özelliklerini geliştirmiştir. Fakat zirkonyum sahip olduğu yüksek opaklık nedeniyle estetik olarak tatmin edici değildir ve daha çok altyapı materyali olarak tercih edilmektedir, uygun estetiği elde etmek için veneer seramiklerin uygulanmasına ihtiyaç duyar (55–57). Veneer seramiğinde görülen chipping, çift tabakalı zirkonyum restorasyonlarının en sık görülen en önemli komplikasyonu olarak bildirilmiştir (55,58,59). Ancak daha sonra bu dezavantajı önlemek için yapılan çalışmalarda, veneer seramiğinin ve dolayısıyla bağlanma ara yüzünün ortadan kaldırılmasıyla daha büyük yapısal bütünlüğün sağlanabileceği ve bu komplikasyonun engellenebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle son yıllarda, veneer seramiğine ihtiyaç duymadan restorasyonlara üstün estetik özellik kazandırmak amacıyla monolitik cam-seramik malzemeler geliştirilmiştir. Ancak mevcut monolitik cam-seramik materyalin sergilediği zirkonyuma göre düşük mekanik güç, bu restorasyonların yaygın kullanımın en önemli sınırlaması olmuştur (55,60).

Isıyla preslenerek ya da CAD/CAM ile üretilebilen LS_2 cam seramikler, diğer cam seramiklere göre gösterdikleri üstün fiziksel özelliklerinden dolayı öne çıkan monolitik cam seramik sistemlerdir (55,61,62). Aynı zamanda sahip olduğu gelişmiş yarı saydamlık ve çok çeşitli renk tonu skalası sayesinde estetik olarak da tatmin edici sonuçlar vermektedir (63). LS_2 sistemleri estetik özelliklerinden dolayı çoğunlukla anterior bölge restorasyonlarda tercih edilmektedir; zirkonyuma kıyasla zayıf mekanik özellikleri posterior bölgede kullanımlarını sınırlandırmaktadır.

Sabit protetik tedavilerde zirkonya ve LS_2 için sınırlamaları kaldırmak, estetik ve mekanik açıdan engeli olmayan, endikasyon yelpazesi çok geniş bir materyal üretmek için çalışmalar devam etmektedir. Estetik ve mekanik özellikleri bir arada bulundurmak amacıyla yüksek dayanımlı zirkonya ile yüksek estetik özelliklere sahip lityum disilikat cam seramik materyalin birleştirilmesi ile üretilmiş ZLS seramik materyali günümüzde dikkat çekmektedir (64,65). ZLS seramik materyallerin üretilmesindeki asıl amaç; LS_2 ve zirkonya materyallerinin pozitif özelliklerini birleştirerek tam seramik restorasyonlarda yüksek estetik, dayanıklılık ve kırılma direncini sağlamaktır.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerde, lityum-metasilikat (Li_2SiO_2) cam seramik matrisi içine %10 ZrO_2 partiküllerinin homojen bir şekilde dahil edilmesi ile biyouyumluluğu, yüzey kalitesi, mekanik ve estetik özellikleri artırılmıştır (53,66). ZLS seramik materyali kristalleşme sürecine sahip olduğu için yarı saydamdır (55,64) ve hem camsı faz hem de yarı saydam kristal içerir (67). Bu yapılarından dolayı doğal dişe yakın optik özelliklere sahiptirler ve hastaların estetik beklentilerini karşılayabilirler. ZLS'nin CAD/CAM sistemleri ile tasarlanıp üretilebilen ilk formu VITA Suprinity PC (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) adıyla piyasaya sürülmüştür (53). Ardından 2019 yılında preslenebilir ingot formu VITA Ambria (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tanıtılmıştır (53).

2.2.1. VITA Suprinity® PC (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

Diş hekimliği alanında CAD/CAM sistemlerinin kullanılmaya başlanması tam seramik restorasyonların dijital olarak üretilmesini sağladı ve dental seramik materyallerin CAD/CAM cihazlarına uygun blok formları üretildi. Bu gelişmeleri takiben 2013 yılında, ilk ZLS CAD/CAM blokları VITA Suprinity adıyla diş hekimliğine tanıtıldı. 2016 yılı Mayıs ayından itibaren ZLS cam seramiği ağırlıkça %0,1 La_2O_3 (lantan oksit) ile zenginleştirildi ve bununla birlikte VITA Suprinity PC olarak yeniden

adlandırıldı (Şekil 2.1). Üretici firma, her iki bloktan elde edilen final ürünlerin estetik ve mekanik özelliklerin aynı olduğunu ve bu nedenle VITA Suprinity'yi değerlendirmek için yapılan çalışmalarda elde edilen değerlerin VITA Suprinity PC için de geçerli olduğunu bildirmektedir (68).

VITA Suprinity PC CAD/CAM blokları içerik olarak; %56-64 SiO_2 (silikon dioksit), %15-21 Li_2O (lityum oksit), %8-12 ZrO_2 (zirkonyum oksit), %0.1 La_2O_3 (lantan oksit), çeşitli oranlarda farklı oksitler ve pigmentlerden oluşmaktadır. VITA Suprinity PC'nin elastisite modülü 70 GPa, Poisson oranı 0,21 ve kırılma dayanımı 420 MPa'dır (68).



Şekil 2. 1: VITA Suprinity PC CAD/CAM blok (68)

2.2.1.1. VITA Suprinity® PC için klinik uygulama ve üretim aşamaları: ZLS seramik bloklar üç aşamada üretilmektedir. Yüksek sıcaklıklarda eritilerek kalıplanan ZLS blok, ilk olarak cam haldedir. Blok bu durumdayken kırılgandır ve CAD/CAM cihazlarında freze edilmeye uygun değildir. Bu nedenle bloklar termal bir ön işleme tabi tutulur ve bu birinci kristalizasyon/çekirdeklenme safhasıdır. İlk çekirdeklenmeden sonra kristaller oluşmaya ve büyümeye başlamaktadır. Bu aşamanın sonunda, bloklar cam seramik özelliklerini kazanmakta ve uygun CAD/CAM cihazları kullanılarak frezelenebilmektedir. Blokların tam kristalize şekildeyken frezelenmesi oldukça zor ve maliyetli olduğundan zamandan tasarruf sağlamak ve maliyeti düşürmek için bloklar, yarı kristalize formdayken restorasyonlar işlenmektedir. Ardından materyalin nihai estetik ve fiziksel özelliklerini kazandırmak için ikinci ve son kristalizasyon işlemi gerçekleştirilerek restorasyonlar elde edilebilmektedir (68).

Endikasyonları;

- Laminate veneerler,
- Inlay, onlay ve parsiyel kuronlar,
- Anterior ve posterior tek diş restorasyonlar,
- İkinci premolara kadar üç üyeli anterior köprüler,
- Anterior ve posterior implant üstü tek diş restorasyonlardır (69).

Kontrendikasyonları;

- Yetersiz oral hijyen,
- Kalan doğal diş miktarının yetersiz olması,
- Yetersiz interark mesafe,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklardır. (69)

Geleneksel restorasyonların aksine, tam seramik restorasyonların preparasyon aşamasında kalan dentin dokusu gibi anatomik koşullara ek olarak, üreticinin seramik materyalin gereksinimleri için yaptığı önerilere dikkat edilmelidir (69).

VITA Suprinity PC CAD/CAM blokları, HT (high translusent) ve T (translusent) olmak üzere 2 farklı translüsensi seviyesine sahiptir. Her iki seviyede de VITA Klasik A1–D4 (A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2) ve VITA 3D-Master (0M1, 1M1,1M2, 2M2, 3M2, 4M2) renk skalalarına ait renk tonları bulunmaktadır. T bloklar dentine benzeyen renkleri ve düşük yarı saydamlıkları nedeniyle, özellikle full kuronların üretimi için uygundur. HT blokların kullanımı ise yüksek şeffaflıkları nedeniyle inlay, onlay, parsiyel kuronlar ve laminate veneerler gibi daha küçük restorasyonlar için uygundur (69).

VITA Suprinity PC restorasyonlar elde edilirken yeterli ve uygun kalınlıklarda kullanılmasının estetik, fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirdiği bildirilmişir (68). Ancak özellikle yüksek estetik kaygının olduğu anterior restorasyonlarda cut-back tekniği kullanılarak estetik özellikleri yükseltilebilir. Yapılan çalışmalar, bu gibi kullanımlarda seçilecek veneer materyalinin önemini vurgulamaktadır. Altyapı ve veneer materyalinin ısısal genleşme katsayılarının uyumu sayesinde stress en aza indirilebilir ve bağlantı kalitesi artırabilir. Bu nedenle üretici tarafından, cut-back tekniği kullanılarak elde

edilecek VITA Suprinity PC restorasyonlar için feldspatik düşük ısı porseleni olan VITA VM 11 önerilmektedir (69).

VITA Suprinity PC blokların birçok CAD/CAM frezeleme cihazı ile kullanımı mümkündür. Bu bloklar universal bir tutucu sistemin yanında, yalnızca bazı cihazlar için uygun olan özel tutucu sistemine de sahiptir. Üretici tarafından özel tutucu sistemin sunulduğu CAD/CAM sistemleri (69);

- CEREC/inLab (Sirona Dental Systems GmbH)
- PlanMill 40 (E4D Technologies)
- Ceramill Motion 2/Ceramill mikro ic (Amann Girrbach AG)
- ARCTICA Engine/Everest Engine (KaVo Dental GmbH)
- MyCrown Mill (FONA Dental s.r.o.)'dir.

2.2.2. VITA Ambria® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

Diş hekimliği alanında artan dijitalleşmeye rağmen, presleme gibi analog işlemlerden bazıları popülerliğini korumaya devam etmektedir. Presleme yöntemi, diğer yöntemlerle elde edilmesi zor olan ve yüksek işleme hassasiyeti gerektiren seramiklerin üretilmesi için özellikle dikkat çekmektedir. VITA Ambria, bu avantajı sağlayan ve 2019 yılında tanıtılan yeni bir preslenebilir ingottur (Şekil 2.2) (70).

VITA Ambria içerik olarak; %58-66 SiO_2 (silikon dioksit), %12-16 Li_2O (lityum oksit), %8-12 ZrO_2 (zirkonyum oksit) ve çeşitli oranlarda farklı oksitlerin birleşiminden oluşmaktadır. VITA Ambria'nın elastisite modülü 100 GPa, Poisson oranı 0,20 ve kırılma dayanımı 550 MPa'dır (70).



Şekil 2. 2: VITA Ambria Press ingot (70)

2.2.2.1. VITA Ambria® için klinik uygulama ve üretim aşamaları: Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ingotlar (VITA Ambria) üç aşamada üretilir. İlk kalıplama işleminden sonra malzeme cam haldedir. Kontrollü bir kristal büyüme (çekirdeklenme) sağlamak için, amorf cam haldeki malzeme endüstriyel bir termal ön işleme tabi tutulur. İlk çekirdeklenmeden sonra kristaller oluşmaya ve büyümeye başlar. Sonuç olarak, cam giderek daha fazla seramik özellikleri kazanır ve son presleme işlemi için ideal temel koşulları sağlar. Uygun boyutta kristaller yalnızca presleme sonrası elde edilir, bu da istenen mekanik ve optik özellikleri sağlar. Ancak bitmiş restorasyonun son kez fırınlanması (ısıl işleme tabi tutulması) malzemenin mekanik gücünü artırabilir (70).

Endikasyonları;

- Okluzal ve laminate veneerler,
- Inley, onley ve parsiyel kuronlar,
- Anterior ve posterior tek diş restorasyonlar,
- Anterior ve posterior implant üstü tek diş restorasyonlar,
- İkinci premolara kadar üç üyeli anterior köprüler,
- İkinci premolara kadar implant üstü üç üyeli anterior köprüler,
- Anterior ve posterior abutment kuronlardır (71).

Kontrendikasyonları;

- Yetersiz ağız hijyeni,
- Kalan diş miktarının yetersiz olması, yetersiz interark mesafe,
- Hiperfonksiyon: Aşırı oklüzal fonksiyon teşhisi konan hastalar, bruksizm,
- Posterior köprüler ve kantilever köprüler,
- Üçten fazla üyeli köprüler,
- İnlay-onlay bağlantılı köprüler / maryland köprüler ve endokuronlar,
- Materyale karşı alerjik reaksiyon varlığında,
- Geçici restorasyonlardır (71).

Geleneksel restorasyonların aksine, tam seramik restorasyonların preparasyon aşamasında kalan dentin dokusu gibi anatomik koşullara ek olarak, üreticinin seramik materyalin gereksinimlerine uygun olarak yaptığı önerilerine dikkat edilmeli ve uyulmalıdır. VITA Ambria ile elde edilecek restorasyonlar için üreticinin önerdiği preparasyon derinlikleri Tablo 2.2'de verilmiştir (71).

Tablo 2. 2: VITA Ambria restorasyonların preparasyon miktarları (mm cinsinden) (71)

	Okluzal Veneer	Laminate Veneer	İnlay-Onlay	Parsiyel Kuronlar	Kuron		Köprü	
					Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Çevresel preparasyon	1.0	0.3-0.6	1.0 (İsthmus genişliği)	1.5	1.2	1.5	1.2	1.5
İnsizal-okluzal preparasyon	1.0	0.4-0.7	1.0	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
Konektör bölge alanı	-	-	-	-	-	-	16 mm^2	16 mm^2
Max. Gövde genişliği	-	-	-	-	-	-	11	9

VITA Ambria press ingotları, HT (high translusent) ve T (translusent) olmak üzere 2 farklı translüsensi seviyesine sahiptir. Her iki seviyede de VITA Klasik A1–D4 (A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2) ve VITA 3D-Master (0M1, 0M2, 0M3) renk skalalarına ait renk tonları bulunmaktadır. T ingotlar, daha düşük yarı saydamlıkları ve ilgili dentin rengiyle uyumları nedeniyle full kuronların ve üç üyeli köprülerin üretimi için uygundur. Bu ingotların veneerleme veya boyama teknikleri kullanılarak estetik özellikleri artıralabilir. HT ingotlar ise, daha yüksek yarı saydamlıkları sayesinde özellikle inleyler, onleyler, laminate veneerler ve parsiyel kuronların üretimi için uygundur (71).

VITA Ambria restorasyonlar elde edilirken yeterli ve uygun kalınlıklarda kullanılmasının estetik, fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirdiği bildirilmişir. Ancak özellikle full kuronların ve üç üyeli köprülerin üretimi için kullanılan T ingotlarda veneerleme veya boyama teknikleri kullanılarak estetik özellikler artıralabilir. Estetik

kaygının ön planda olduğu anterior bölge restorasyonlarında ise insizal bölgeye uygulanan cut-back tekniği ile yüksek estetik sağlanabilir (71). Yapılan çalışmalar, bu gibi kullanımlarda seçilecek veneer materyalinin önemini vurgulamaktadır. Altyapı ve veneer materyalinin ısısal genleşme katsayılarının uyumu sayesinde stress en aza indirilir ve bağlantı kalitesi artırılır. Üretici tarafından, cut-back tekniği kullanılarak elde edilecek VITA Ambria restorasyonlar için lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olan VITA LUMEX AC önerilmektedir. Bu materyal lösit ile güçlendirilmiş cam matris sayesinde yüksek sağlamlık ve altyapıya bağlanmada yüksek güvenilirlik avantajı sağlar (70,72).

VITA Ambria sistemi, bu sisteme özel rövetman/likit, manşet ve pistona sahiptir. Restorasyonlar elde edilirken önce model üzerinde mum modelasyon yapılır. Mum modelaj tijlenerek VITA Ambria sistemine özel manşete (VITA Ambria Muffle) yerleştirilir ve rövetmana (VITA Ambria Invest P+F) alınır. 20-30 dakikalık bir sertleşme süresinden sonra manşet ön ısıtma fırınına yerleştirilir. Ön ısıtma fırınında mum atımı gerçekleştirildikten sonra, sıcak revetman halkası 30 saniye içinde sıcak press fırınına (VITA Vacumat 6000 MP) yerleştirilir. Presleme işleminden hemen sonra revetman halkası press fırınından çıkarılır. Restorasyonlar dikkatle çalışılarak rövetmandan çıkarılır, ardından tesfiye ve polisajı yapılarak hazır hale getirilir (71).

ZLS seramikler endikasyona bağlı olarak adeziv veya self-adeziv simantasyon yöntemi ile simante edilebilir. Bu seramiklerin geleneksel yöntemle simante edilmesi de mümkündür. Üreticinin VITA Suprinity PC ve VITA Ambria için tavsiye ettiği siman materyalleri şöyledir (73):

Geleneksel simantasyon (cam iyonomer siman) için; Ketac CEM (3M ESPE), Vivaglass CEM (Ivoclar Vivadent), GC FujiCem (GC Dental)'dir.

Adeziv simantasyon için; Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), Variolink II (Ivoclar Vivadent), Multilink Automix (Ivoclar Vivadent), Vitique (DMG), NX3 (KerrHawe), Calibra (Dentsply), RelyX Ultimate (3M ESPE), Bifix QM (Voco) VITA DUO CEMENT (VITA Zahnfabrik), Clearfil Esthetic Cement (Kuraray), DuoCem (Coltène Whaledent)'dir.

Self-adeziv simantasyon için; RelyX Unicem (3M ESPE)'dir.

2.3. PARSİYEL DİŞ EKSİKLİKLERİNDE SABİT PROTETİK TEDAVİ SEÇENEKLERİ

2.3.1. Geleneksel Sabit Protezler

Parsiyel dişsizlikte tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkan diş destekli sabit protetik restorasyonlar; kaybedilen dişlerin yerine konması, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden temini için tercih edilmektedir. Bu protezler, dişsiz boşluğa komşu dişlere kalıcı olarak bağlanarak eksik dişin veya dişlerin yerini alan protetik uygulamalardır. Sabit protezler, dişsiz boşluğa komşu doğal dişlerin varlığında ve komşu dişlerin yeterli diş desteğinin sağlandığı durumlarda endikedir. Diş destekli sabit protezlerde restorasyona desteklik görevini yerine getirmekle görevli olan dişler, dayanak dişler veya abutment dişler olarak isimlendirilmektedir. Pontik (gövde) ve tutucu kuronlar, konnektör (bağlayıcı) ile bağlanarak restorasyon oluşmaktadır (74–76).

Sabit protezler ağız içinde kullanım sırasında fonksiyonel kuvvetlere maruz kaldıklarında, iletilen kuvvetler yapı içinde gerilmelere neden olmaktadır. Protezdeki stres dağılımı, gelen kuvvetlerin büyüklüğü ve yönüne bağlıdır. Gelen kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü ise protez dizaynı, protez kalınlığı, kullanılan materyal çeşiti, seçilecek dayanak dişler ve bu dişlerin yük taşıyabilme kabiliyetleri ile doğrudan ilişkildir (74–76).

Sabit protezlerin endikasyonları;

- Hareketli protez gerektirmeyen parsiyel dişsizlikler,
- Periodontal nedenler,
- Ortodontik nedenler,
- Diş morfoloji bozuklukları,
- Komşu dişlerin formlarının değiştirilmesi ihtiyacı,
- Hareketli protezlere destek amaçlı komşu dişlerin splintlenmesi gerekliliği,
- Komşu dişte ileri madde kaybı ve restorasyon ihtiyacıdır (74–76).

Sabit protezlerin kontrendikasyonları;

- Tedaviye uyum sağlayamayacak hastalar,
- Lokal anestezi kontrendikasyon varlığı,
- Destek dişlerde ileri derecede periodontal harabiyet varlığı,
- Aşırı kemik kaybı olan kret formu,
- Destek dişlerin tolere edilemeyecek devrilme ya da retansiyon göstermesi,
- Uzun dişsiz bölgede komşu dişlerin yeterli desteği sağlayamaması,
- Kötü oral hijyendir (74–76).

Diş preparasyonu, diş destekli sabit protetik restorasyonların tedavi başarısı için en önemli aşamalardan biridir. Diş preparasyonu yapılırken; kalan diş dokusunun periodonsiyumun korunması, tutuculuk ve direnç faktörlerinin sağlanması, yapısal dayanaklılık ve marjinal uyum gibi esaslara dikkate edilmelidir (75,76).

1. Kalan diş dokusunun korumak için gereksiz ve fazla preparasyondan kaçınılmalıdır.
2. Periodontal dokuları korumak için preparasyonun marjinal basamakları mümkün olduğunca dişeti seviyesinin üzerinde (supragingival) olarak şekillendirilmelidir.
3. Tutuculuk ve direnç faktörlerini sağlamak için konik preparasyondan kaçınılmalı ve preparasyonun çevresel duvarları mümkün olduğunca birbirine paralel olacak şekilde hazırlanmalıdır. Duvarlar arasındaki taper açısı en fazla 6° olmalıdır.
4. Ayrıca yine tutuculuğu bozmamak için preparasyonun oklüzo-gingival mesafesi çok fazla kısaltılmamalıdır.
5. Yapısal dayanıklılığı sağlamak için restorasyonun fonksiyonel okluzal kuvvetlere karşı koyabilecek kalınlığa sahip olması sağlanmalıdır. Fonksiyonel tüberküller bölgesi daha fazla yüke maruz kaldığı için bu bölgeye denk gelen restorasyon bölgesinin ince olmamasına dikkat edilmelidir. Bu nedenle dişin fonksiyonel tüberkülleri non-fonksiyonel tüberküllerine göre daha fazla prepare edilmelidir.
6. Marjinal uyumu sağlayabilmek için preparasyonun kenar bitim çizgisi ile restorasyonun kenarları arasında yüksek uyum olmasına dikkat edilmelidir.

2.3.1.1. Geleneksel sabit protezlerde biyomekanik faktörler: Diş destekli sabit protezler tek diş eksikliklerinde ya da çoklu diş kayıplarında tedavi seçeneği olarak tercih edilebilirler. Biyomekanik değerlendirmenin oldukça önem arz ettiği sabit protetik tedavilerde planlama yapılırken dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır (75,76):

- Eksik dişlerin sayısı ve konumu değerlendirilmelidir.
- Destek dişlerin konumu, pozisyonları değerlendirildikten sonra tolere edilemeyecek rotasyon ya da devrilme varlığında gerekli müdahale yapılmalıdır.
- Destek dişlerin periodontal durumları ve sabit protetik tedavinin ihtiyacı olan desteği sağlayıp sağlayamayacağı değerlendirilmelidir.
- Okluzyon kontrolü yapılmalı ve interark mesafe değerlendirilmelidir. Şiddetli malokluzyon varlığı durumlarında full ağız bir rehabilitasyon gerekliliği unutulmamalıdır.
- Gülme ve konuşma hattı tespit edilmelidir.
- Hastanın estetik beklentileri göz ardı edilmeden tedavi planı oluşturulmalı ve hasta bilgilendirilerek kendisinin onayı alınmalıdır.

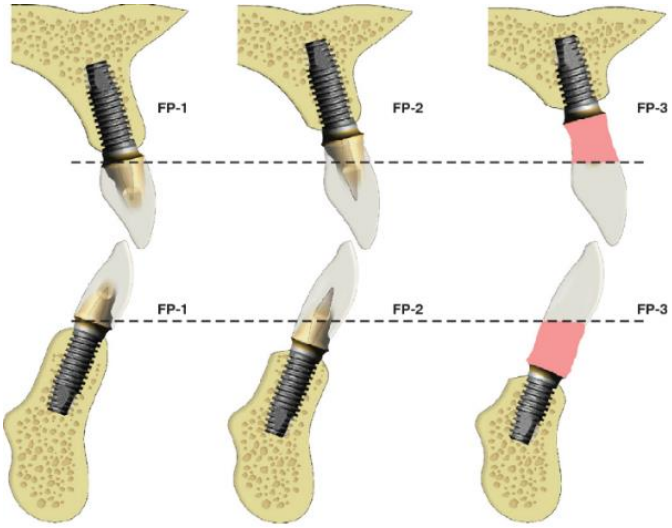
Eksik diş sayısı ile dişsiz alanın mesio-distal genişliği tedavi planı yapılırken dikkat edilmesi gereken en önemli kriterlerdendir. Bu nedenle tek diş eksikliklerinde ve çoklu diş eksikliklerinde gövde uzunluğunun yani dişsiz alanın mesio-distal uzunluğunun değişmesine bağlı olarak tedavi planı farklılık göstermektedir. Dişsiz sahanın mesio-distal uzunluğunun fazla olduğu vakalarda destek dişlerin durumunun detaylı değerlendirilmesi doğru endikasyon açısından çok önemlidir. Uzun gövde boyuna sahip bir sabit protezde gövde bağlantı bölgesinde kırılmalar, destek dişlerde periodontal hasar ve desimantasyon gibi nedenlerden ötürü başarısızlık görülebilir. Uzun gövde boyuna sahip sabit protezlerde okluzal kuvvetlere bağlı olarak esneme miktarı da fazla olacaktır ve bunu engellemek için metal gibi dayanıklı alt yapı materyalleri seçilmelidir. Ayrıca sabit protezlerde destek dişler seçilirken, dişsiz alanın mesio-distal uzunluğa bağlı olarak gövde uzunluğundaki sınırlamadan ötürü "Ante Kanunu" dikkate alınmalıdır. Bu kanuna göre destek dişlerin kök yüzey alanı toplamı, eksik dişlerin kök yüzey alanı toplamına eşit veya büyük olmalıdır (75,76).

Doğru endikasyon koyulmasının ardından geçmişten günümüze kadar sabit protetik restorasyonlar hakkında en fazla üzerinde durulan konu, restorasyon materyali olmuştur. Bugüne kadar diş destekli sabit protetik restorasyonların üretimi için çok çeşitli restoratif materyaller ve teknikler kullanılmıştır. Güncel gelişmeler sayesinde her geçen gün yeni materyaller ve sistemler geliştirilmektedir. Bu materyaller ve teknikler üzerine in-vivo ve in-vitro çalışmalar yapılmakta ve sonuçları bilimsel olarak sunulmaktadır. Her yeni materyalin estetik ve mekanik özellikleri, fiziksel ve biyolojik etkileri, klinik uygulama için el verişliliği ve klinik kullanım ömrü hakkında çalışmalar yapılmakta ve tedavi edilen hastalar düzenli takip edilerek klinik çalışmalar eşliğinde sonuçlar sunulmaktadır.

2.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Parsiyel ve tam dişsizlik olgularında çok çeşitli tedavi alternatifleri bulunmaktadır. Hastanın kalan sert ve yumuşak dokularından destek alınarak üretilen geleneksel tedavi yöntemleri ile elde edilen protezler geçmişten günümüze kadar etkin olarak kullanılmıştır. Ancak uygulanan tüm geleneksel tedavi yöntemlerinin tercih edilirliği her geçen gün azalmakta ve yerini implant destekli sabit protetik tedavilere bırakmaktadır. Eksik doğal diş sayısı ne kadar az olursa, sabit protezin prognozu o kadar iyi olur. Bu durum, parsiyel dişsizlik vakalarında implant destekli protezler için de geçerlidir. İmplant destekli sabit protezlerde ideal olan, implantları kalan dişlere bağlayarak tedavi etmek yerine, restorasyonun tamamen implant destekli olmasıdır. Bu konsept, tedavi planında daha fazla implant gerektirdiği için maliyet dezavantajı olsa da dişsiz alana yerleştirilen implantlar sayesinde daha az pontik, restorasyonda daha fazla tutucu ünite ve destekleyici kemiğe daha az stres ile sonuçlanır. Böylece komplikasyonlar azaltılmış, implantların ve protezin ömrü uzatılmış olur (77–79).

1989'da Misch tarafından yapılan sınıflandırmada, implant diş hekimliği için beş protetik seçenek önerildi. Bu sınıflandırmada yer alan ilk üç seçenek sabit protezleri kapsamaktadır (Şekil 2.3). İmplant destekli sabit protezleri içeren bu üç seçenek parsiyel (bir veya birkaç diş) veya tam dişlerin yerini alabilir ve siman retansiyonlu veya vida tutuculu olabilir. Bu seçenekler, değişen sert ve yumuşak doku miktarına bağlıdır. Tüm sabit seçeneklerin ortak noktası, protezin hasta tarafından çıkarılamamasıdır. Son iki seçenek ise implant destekli hareketli protezlerdir; bu protezler implant desteğinin miktarına, retansiyon ve stabilitesine bağlıdır (80).



Şekil 2. 3: Misch'in sabit protez sınıflandırması (80)

SP-1 (FP-1), sabit restorasyonlardır ve hastanın sadece eksik doğal dişlerinin kuronları restore edilir. Bu tip restorasyonlar için sert ve yumuşak doku kaybının minimum olması gerekir. Kalan kemik hacmi ve yüksekliği, implantın doğal diş köküne benzer bir konuma ideal şekilde yerleştirilmesine izin vermelidir. Bu tip restorasyonlarda üst yapı materyali olarak tam seramikler ve metal destekli porselenler kullanılabilir.

SP-2 (FP-2), sabit restorasyonlardır ve hastanın eksik doğal dişlerinin kuronun tamamını ve kökünün bir kısmı restore edilir. Mevcut kemiğin hacmi, yüksekliği ve topografisi, doğal bir kökün ideal kemik pozisyonuna (mine-sement birleşiminin 1-2 mm altında) kıyasla daha apikaldedir ve SP-1 protezine kıyasla daha apikal bir implant yerleşimi gerektirir. Sonuç olarak, restorasyonun kesici kenarı doğru konumdayken kuronun gingival üçte birlik kısmı uzatılmıştır ve kole bölgesi apikale konumlandırılmıştır. Restorasyonların görünümü, periodontal kemik kaybına sahip dişeti çekilmesi gösteren dişlere benzer. Bu tip restorasyonlarda da üst yapı materyali olarak tam seramikler ve metal destekli porselenler kullanılabilir.

SP-3 (FP-3), sabit restorasyonlardır, doğal diş kuronlarının tamamı ve dişetinin bir kısmı restore edilir. Özellikle interdental papilla olmak üzere yumuşak dokunun bir kısmını estetik olarak hastaya iade etmek için pembe renkli restoratif materyallere sahiptir. SP-2 protezinde olduğu gibi rezorbsiyon ile mevcut kemik yüksekliği azalmıştır. Estetik, fonksiyon, dudak desteği ve konuşmanın iadesi için dişlerin insizal/oklüzal kenarlarını uygun pozisyonda yerleştirmek gerekir. Ancak restore edilecek alanın artmış

dikey boyuta ve interokluzal mesafeye sahip olması, doğal olmayan uzunlukta dişlerin kullanılmasını gerektirir (80).

2.3.2.1. İmplant destekli sabit protezlerde biyomekanik faktörler: Tek ya da parsiyel diş eksikliği yaşayan hastalarda implant destekli sabit protezlerde implant bileşenlerine veya proteze bağlı mekanik komplikasyonlar, cerrahi başarısızlıklardan daha fazladır. Mekanik komplikasyonlar arasında abutment vida gevşemesi, desimantasyon ve porselen kırığı sayılabilir. Bu komplikasyonlar bruksizm hastalarında, erkeklerde, karşıt arkta da bir implant destekli restorasyon olduğu durumlarda ve grup fonksiyon oklüzyonu ile birlikte daha sık görülür. Tüm bu faktörler implant destekli sabit protez sistemi üzerindeki stres miktarını arttırır. Bu nedenle mekanik komplikasyonlar biyomekanik faktörlerle yakından ilişkilidir (81,82).

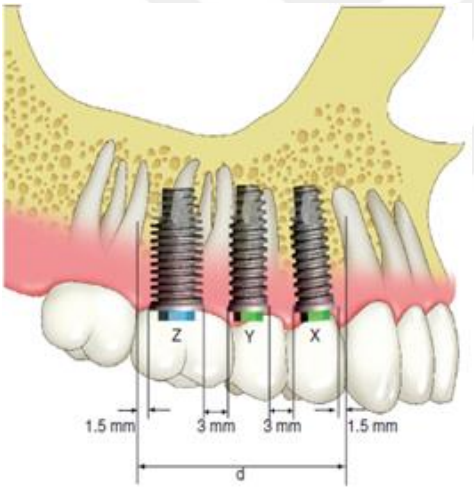
Biyomekanik stresin artması ayrıca marjinal kemik seviyesinin azalmasına da neden olabilir. İmplant, doğal dişin sahip olduğu gibi periodontal ligamana sahip olmadığı için, implant-kemik arayüzüne gelen stresler doğrudan marjinal kemiğe iletilir. Stres yoğunluğunun ve sıklığının kemik fizyolojik tölerans sınırının ötesine geçmesi rezorbsiyonu başlatır. Kemik rezorbsiyonu, periimplantitis riskini artırabilir; çevre yumuşak dokuda çekilme ve buna bağlı olarak zayıf servikal dişeti estetiğine neden olabilir. Bu nedenle uygun olmayan biyomekanik faktörler protetik başarısızlıktan mekanik sorunlara, marjinal kemik kaybından peri-implantitise kadar birçok komplikasyona neden olabilir (83–85). Sonuç olarak implant destekli bir protez planlamasında birincil amaç proteze ve implantlara gelen biyomekanik stresi azaltmak olmalıdır. İmplant destekli sabit protezler için tedavi planı seçenekleri, bilim veya klinik çalışmaların yanında diş hekiminin bilgisi ve klinik deneyimi ile de ilişkilidir. Dişsiz boşluklara komşu dişlerin periodontal, endodontik ve yapısal sağlığı hastadan hastaya değişmektedir. Bu nedenle, bir arkta mevcut olan aynı diş eksikliklerini rehabilite etmek için bir hastadan veya doktordan diğerine birkaç farklı seçenek söz konusu olabilir.

Hekimlerin implant destekli protetik bir tedavi planı yaparken implant diş hekimliğinde komplikasyonların birincil nedeni olan biyomekanik faktörlere özellikle dikkat etmesi gerekir. Bu nedenle biyomekanik olarak aşırı kuvvet riskini azaltmak için hekimin aşağıdaki faktörlere dikkat ederek endikasyon koyması gerekmektedir (80):

- Protez tasarımı,

- Hastaya bağlı kuvvet faktörleri,
- Dişsiz bölgedeki mevcut kemik miktarı ve kemik yoğunluğu,
- İmplant pozisyonları ve implant sayısı,
- İmplant boyutu (uzunluk ve çap) ve implant tasarımı.

İmplant pozisyonları, biyomekanik faktörler arasında en önemli olanlardan biridir. Dişsiz boşluğun mesio-distal mesafesi ölçülerek bu boşluğa kaç adet implant yerleştirilebileceğine karar verilebilir. Her implant arasında 3mm, implant ile komşu diş arasında ise 1.5mm mesafenin olması ideal olandır (Şekil 2.4). Bu nedenle, çapı 4 mm olan implant kullanıldığında, tek diş eksikliğinde 7 mm'lik bir mesio-distal aralık olmalıdır (80).



Şekil 2. 4: İmplantlar arası ve implant-doğal diş arası ideal mesio-distal mesafeler (80)

Günümüzde birçok implant sistemi ve bu sistemlerle uygulanacak birçok tedavi seçeneği mevcuttur ve başarıyla uygulanmaktadır. İmplant başarısındaki en önemli faktör, implanta ve restorasyona gelen mekanik yük ve stres dağılımıdır. İmplanta ve restorasyona gelen biyomekanik stresler implant diş hekimliğinde önemli bir risk faktörüdür. Büyüklüğü doğrudan kuvvetle ilgilidir. Bir dişe gelen herhangi bir kuvvet faktöründeki artış, strese bağlı komplikasyon riskini büyütür. Mekanik komplikasyon oranları, implant destekli protezler için literatürde bildirilen tüm komplikasyonların en

yükseğidir. İmplant destekli protezler için mekanik komplikasyonlar şöyle sıralanabilir (80,86):

- Abutment vidasının gevşemesi,
- Restorasyonun desimante olması,
- Porselen kırığı ve protez altyapı kırığı,
- Krestal kemik kaybı,
- Vida kırığı ya da overdenture ataşman kırığı,
- Karşıt arkta protez yada diş kırığı,
- İmplant gövde kırığı ve implant kayıpları (implant başarısızlığı).

Tüm bu mekanik komplikasyonlara genellikle implant-protez sistemine uygulanan aşırı stresler neden olur. Aşırı oklüzal kuvvetler ve artmış lateral kuvvetler implant-protez sistemine uygulanan aşırı streslere örnektir. Diğer komplikasyonlardan daha az sıklıkla meydana gelen implant gövde kırıkları, aşırı strese maruz kalan implantın yorulmasından kaynaklanmaktadır. Biyomekanik kuvvet ne kadar büyük olursa, kırılma öncesi implant ve protezin dayanabileceği süre o kadar az olur, dolayısıyla kuvvet arttıkça insidans artar. Farklı endikasyonlar, farklı protezler ve hasta koşulları; büyüklük, süre, tip ve yön olarak farklı miktarlarda kuvvet uygular. Bu nedenle hasta kuvvet faktörleri de implant sayısı ve protez endikasyonu üzerinde önemli etkiye sahiptir. İmplantın ve protezin stres dağılımını etkileyen hastaya bağlı birincil kuvvet faktörleri şöyledir (80,87):

- Parafonksiyonel alışkanlık varlığı (diş sıkma, gıcırdatma, dil itme)
- Restorasyonun kuron boyu (interark uzunluğuna bağlı) (Şekil 2.5)
- Mastikatör dinamikler, çiğneme kas etkinlikleri
- Ark şekli ve karşıt dentisyonun doğası/durumu

Protez seçeneği ve implant pozisyonları belirlendikten sonra, genel tedavi planına karar vermek için hasta tarafından proteze uygulanacak potansiyel kuvvet miktarları ve yönleri hassaslıkla değerlendirilmelidir. İmplant yerleşimi, yükleme protokolü, krestal kemik kaybı miktarı, abutment veya protez vida gevşemesi insidansı, restorasyonların

desimante olması, porselen kırığı gibi komplikasyonlar hastada var olan oklüzal kuvvet faktörlerinden etkilenir.



Şekil 2. 5: SP-1 ve SP-3 protezlerde restorasyonun kuron boyu farkı (80)

İnterark mesafe; biyomekanik stresi etkileyen hastaya bağlı kuvvet faktörlerinin en önemlilerinden biridir. İmplant destekli sabit protezlerde interark mesafenin uzunluğuna bağlı olarak iki tedavi seçeneği bulunmaktadır: Metal-seramik ya da tam seramik restorasyonlar ve hibrit protezler.

İnterark mesafenin artmasına bağlı olarak restorasyonun kuron okluzo-gingival boyunun da artması lateral kuvvetleri artırır ve kantilever etkisi yapar. Bu nedenle interark mesafeye bağlı olarak artmış kuron boyu yüksekliği, implant destekli sabit protezlerde mekanik komplikasyonları önemli derecede artırır. Orta ve ileri derecede vertikal kemik kaybı görülen hastalarda, kret rezorbsiyonunun düzensiz olduğu durumlarda, interark mesafe 15 mm'den uzun olduğunda hibrit protezler tercih edilmelidir. Hibrit protezler tanım olarak; genellikle akrilik rezin ile kaplanmış metal kaidesi olan bir altyapıdan oluşan sabit implant üstü protezlerdir. Bu protezler hastaya, yalnızca hekimin çıkarıp takabileceği sabit bir proteze sahip olma imkânı sunar (80,88–90). İnterark mesafenin uzunluğu abutment seçimini de etkilemektedir. İmplant destekli sabit protezlerde siman tutuculu abutmentlar ve vida tutuculu abutmentlar olmak üzere iki seçenek vardır (80).

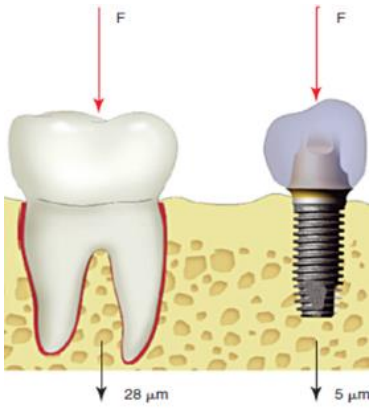
Siman tutuculu abutmentlar; implant üst yapısının, implanta vidalanmış abutmenta simanla bağlandığı abutmentlardır. Klinik ve laboratuvar işlemlerinin kolaylığı, vida gevşeme ve porselen kırığı riskinin az olması, pasif uyum sağlamanın kolaylığı ve daha estetik olma gibi avantajları vardır. Bunun yanında bir sorunla

karşılaşıldığında protezin sökülmesinin mümkün olmaması, tamir ve bakımın zorluğu, siman seçimi ve sulkusta biriken fazla siman gibi dezavantajlara sahiptir.

Vida tutuculu abutmentlar; implant üst yapısının, implanta vidayla bağlandığı abutmentlardır. Vidaya ulaşım kolaylığı ve artık siman riskinin olmaması gibi avantajlarına karşılık; vida kırığı, vida gevşemesi, porselen kırığı gibi risklerin fazla olması, üst yapıda pasif uyum sağlamanın zorluğu, vida deliğinin okluzyonu sağlamada zorluk oluşturması gibi dezavantajları vardır.

Vida tutuculu protezlerde implant üst yapısı doğrudan implanta vida ile bağlandığı için daha az interoklüzal mesafeye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle 5 mm ve altında interoklüzal mesafeye sahip vakalarda vida tutuculu restorasyonlar tercih edilir. 15 mm ve üzerinde hibrit protezler tercih edilirken, 5-15 mm arasında siman retansiyonlu restorasyonların tercih edilmesi uygundur.

Biyomekanik komplikasyon açısından önem arz eden bir diğer konu, doğal diş ve implant bağlantısıdır. Doğal diş-implant destekli köprülerde birtakım endişeler söz konusudur: Osteointegrasyonda zayıflama, implant boyun bölgesinde rezorpsiyon, doğal dişin intruze olması, restorasyonda desimantasyon, vida kırığı ya da gevşemesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Bu komplikasyonlar, implant ve doğal dişin sahip olduğu hareket miktarının farklı olması ile ilişkilendirilir. Doğal diş dikey, yatay ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik hareketlere sahiptir ve yaklaşık 28 mikrondur; ön ve arka dişler için aynıdır. Osteointegre bir implantın dikey hareketi 10 librelik bir kuvvet altında 2-5 mikron olarak ölçülmüştür ve çoğunlukla bağlı olduğu kemiğin viskoelastik özelliklerine bağlıdır (Şekil 2.6) (80).



Şekil 2. 6: Kuvvet altında doğal diş ve implant hareket miktarı (80)

2.4. STRES ANALİZİ VE MEKANİK İLE İLGİLİ KAVRAMLAR

Bir cisme uygulanan yönü, şiddeti, sıklığı ve doğrultusu bilinen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesine ve cismin uygulanan kuvvetler karşısındaki mekanik davranışının belirlenmesine stres analizi denir. Stres analiz yöntemleri çeşitli endüstrilerde ve ayrıca diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Analiz süreci, tasarımı önerilen materyalin pahalı olabilecek bir üretim sürecinden önce dayanıklılığı ve ömrü hakkında fikir sahibi olunmasını sağlar. Böylece materyalin, üretim ve teslimden önce doğrulanmasını mümkün kılar. Stres analiz yöntemleri; materyali daha yakından tanınmasına, yeni ürünlerin tasarlanmasına ve var olan ürünlerin iyileştirmesine olanak tanır. Ayrıca mevcut bir ürün tasarımının başarısız olma sebeplerini de tespit edebilir (91).

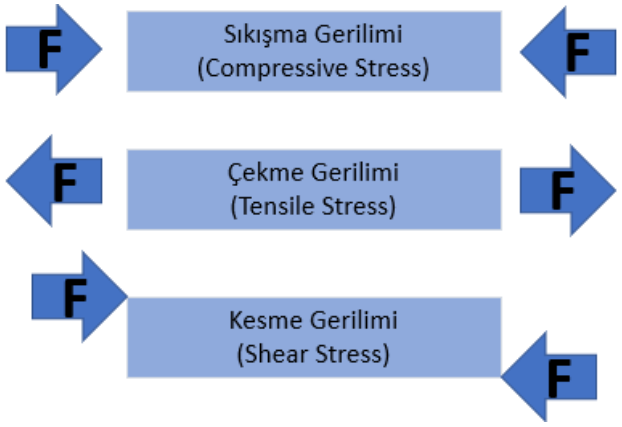
Stres analiz yöntemlerinde bazı mekanik kavramlar kullanılmaktadır: Kuvvet, Gerilme(Stress), Gerinim(Strain), Deplasman(Displacement), Elastisite Modülü (Young's Modulus), Poisson Oranı, Hooke Kanunu, Asal Gerilmeler (Principal Stresses), Von Mises Gerilmesi.

2.4.1. Kuvvet

Uygulandığı cismi hareket ettiren veya o cismin konumunu değiştiren etkidir. Doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Kalıcı ya da kalıcı olmayan şekil ve konum değişikliğine neden olmaktadır. Sembolü 'F', birimi 'Newton (N)'dur (92,93).

2.4.2. Gerilme (Gerilim, Stress)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda, cismin birim alanda oluşturduğu tepkiye gerilme, gerilim yada stress denir. Kuvvetin alana bölünmesi ile hesaplanır, formulü "Gerilim = Kuvvet / Alan" dır. Sembolü " σ " , birimi "Pa (pascal)" dır (1 Pa=1 N/m^2). Diş hekimliği alanındaki çalışmalarda, incelenen nesnelerin boyutları çoğunlukla milimetre cinsinden hesaplandığı için birim olarak "megapascal" (MPa veya N/mm^2) kullanılır (92). Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda o cisim üzerinde; sıkışma gerilimi (compressive stress), çekme gerilimi (tensile stress) ve kesme "makaslama" gerilimi (shear stress) oluşmaktadır (92,93). Sıkışma gerilimi (compressive stress), birbirine doğru yönlerde aynı doğrultuda iki kuvvetin cismi sıkıştırmaya yönelik oluşturduğu gerilmedir. Çekme gerilimi (tensile stress), birbirine zıt yönlerde aynı doğrultuda iki kuvvetin cismi uzatmaya yönelik oluşturduğu gerilimdir. Kesme (makaslama) gerilimi (shear stress), birbirine parallel farklı düzlemde iki zıt yönlü kuvvetin oluşturduğu gerilimdir (Şekil 2.7).



Şekil 2. 7: Cisme etkiyen gerilme çeşitleri

2.4.3. Gerinim (Gerinme, Strain)

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda, cismde oluşan boyutsal değişimdir. Cisimde meydana gelen boyutsal değişikliğin cismin ilk boyuna bölünmesiyle hesaplanır, formulü "Gerinim = Boyutsal Değişim / Cismin İlk Boyu" şeklindedir, sembolü "**ε**" dur. Bu nedenle gerinimin değeri "%" ile ifade edilir. Bu değerin 1 olması % 100'lük boyutsal değişikliği ifade ederken, 0 olması % 0'lık bir şekil değişikliğini göstermektedir. Gerinim cisim üzerinde elastik ve plastik olmak üzere iki şekilde deformasyon oluşturabilmektedir. Elastik deformasyon (elastik şekil değiştirme) geçicidir ve kuvvetin etkisi kaldırılınca cisim ilk şekline geri döner. Plastik deformasyon (plastik şekil değiştirme) ise kalıcı şekil değişikliğidir ve kuvvetin etkisi kalksa dahi cisim ilk şekline geri dönemez (93,94).

ε = Gerinim

ΔL = Boyutsal değişim

L_0= Cismin ilk boyu

$$\varepsilon = \Delta L / L_0$$

2.4.4. Deplasman (Displacement)

Cisme uygulanan kuvvete bağlı olarak cisimde oluşan noktasal yer değiştirme miktarına deplasman denir. Toplam deformasyon (total deformation) ya da toplam yer değiştirme olarak da ifade edilir. Birimi mm'dir (94).

2.4.5. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastikiyet sınırları içinde maddenin rijiliğini yani gerilim ve gerinim arasındaki oranı gösteren katsayısıdır. Bu terimi ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın adı ile de anılmaktadır (Young's Modulus). Elastisite modülü, gerilimin, birim şekil değiştirmeye yani gerinime bölünmesi ile elde edilir. Farklı materyaller, farklı elastisite modülü değerlerine sahiptir. Bu değer arttıkça, cismin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Rijit maddelerin bozulmaya ve şekil değişikliğine karşı iç dirençlerinin yüksek olması nedeniyle elastisite modülleri yüksektir. Elastisite modülü MPa veya GPa olarak ifade edilmektedir (92,93).

E = Elastisite Modülü
σ = Gerilim
ε = Gerinim

$$E = \sigma / \varepsilon$$

2.4.6. Poisson Oranı

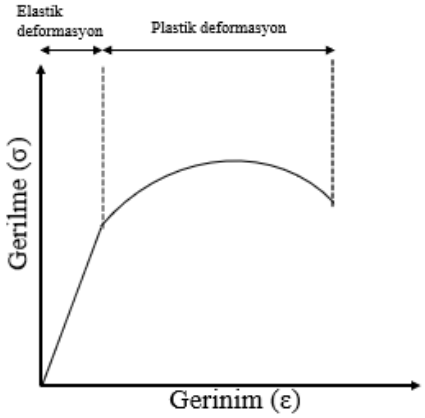
Cisme bir eksende uygulanan gerilme ile bu gerilmenin diğer eksenlerde meydana getirdiği deformasyonu ifade eden katsayıdır. Bir cisme bir yönde çekme gerilimi uygulandığında gerilimin uygulandığı yönde uzama, gerilime dik olan diğer yönde ise kısalma meydana gelmektedir. Sıkışma gerilimi altında ise gerilim uygulanan yönde kısalma olurken, gerilime dik yönde uzama olmaktadır. Bir eksendeki uzama diğer eksende kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değere sahiptir fakat mutlak değer içinde ifade edilir (92–94). Bazı ağız içi dokuların elastisite modülleri ve poisson oranları Tablo 2.3.'te verilmiştir.

Tablo 2. 3: Ağız içi dokuların Elastisite modülleri ve Poisson oranları

Dokular	**Elastisite Modülü**	**Poisson Oranı**	**Kaynaklar**
Mine	84.1 GPa	0.33	(57)
Dentin	18.6 GPa	0.32	(95)
Periodontal ligament	0.05 GPa	0.45	(96)
Spongios kemik	1.37 GPa	0.30	(97,98)
Kompakt kemik	13.7 GPa	0.30	(97,98)

2.4.7. Hooke Kanunu

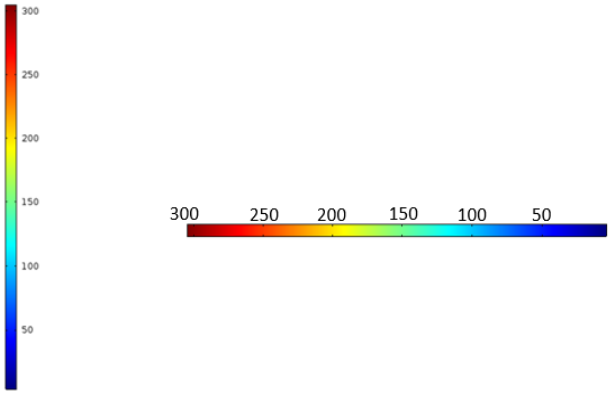
Robert Hooke tarafından tanımlanan bu kanun belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki oluşan gerinimin, gerilme ile doğru orantılı olarak arttığını öngörmektedir. Başka bir ifadeyle; bir maddenin bozulmasının ya da şekil değiştirmesinin, buna sebep olan kuvvetle doğru orantılı olduğunu söyler. Bunu gerilme-gerinim eğrisi (stress-strain curve) ile ifade eder (Şekil 2.8). Gerilme ve gerinim arasındaki ilişkiyi gösteren bu eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeyi sağlar (92,93).



Şekil 2. 8: Esnek cisimlerin gerilme-gerinim eğrisi (stress-strain curve)

2.4.8. Von Mises Stresi

1904 yılında Huber tarafından öne sürülen Von Mises Teorisi'ne göre şekil değiştirme enerjisinin belirli bir sınırı aşması halinde cisimde bozulmalar ve hasar başlar. Bu teorinin prensibi; "Cismin bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, cisim bu noktada şekil değiştirecektir" demektedir. Bu durum şekil değiştirme enerjisi olarak da tanımlanabilir. Birimi Pascal (Pa)'dır. Von Mises stresleri cisim üzerindeki stresin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla da kullanılır ve cismin gerilme mukavemetini/stres dayanımını verir. Bu değerler analiz sonuçlarında renk yelpazesi ile gösterilmektedir (Şekil 2.9) (92,93,99).



Şekil 2. 9: FEA'da gerilme değerini ifade eden renk yelpazesi

2.4.9. Asal Stresler (Principal Stresses)

Üç boyutlu bir cisimde x, y, z düzlemlerinde kesme kuvvetlerinin bileşenlerinin sıfır olduğu ve sadece dik koordinatlardaki kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelere asal stresler (principal stress) denir. 3 tip asal stres vardır:

- Maksimum Asal Stres (Maximum Principal Stress) (σ1): En yüksek çekme gerilimini (tensile stress) ifade eder ve pozitif değere sahiptir.
- Ara Asal Stres (Intermadiate Principal Stress) (σ2): Ara değerleri ifade eder.
- Minimum Asal Stres (Minimum Principal Stress) (σ3): En yüksek sıkışma gerilimini (compressive stress) ifade eder ve negatif değere sahiptir.

Yükleme altındaki bir cisimde hangi asal gerilme çeşidinin mutlak değeri daha büyük ise, cisim o gerilme tipinin etkisi altında demektir. Değerlendirilmesi gereken gerilme türü de mutlak değeri büyük olandır (100).

2.5. DİŞ HEKİMLİĞİNDE STRES ANALİZİ VE KULLANILAN STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

Diş hekimliğinde tedavi süreci hem hasta hem hekim için meşakatli ve maliyetlidir. Bu nedenle yapılan tedavilerin uzun dönem sağ kalımı açısından dayanıklıkları oldukça önemli bir konudur. Restorasyonların uzun dönem başarısını ve ömrünü önceden tahmin etmek; materyallerin dayanıklılığı hakkında fikir sahibi olmaya ve materyali buna göre tercih etmeye bağlıdır.

Restore edilmiş dişlerde restorasyon materyali, ağız içinde çeşitli kuvvetlere bağlı olarak belirli streslere maruz kalır. Etki eden kuvvetlerin doğrultusunun, yönünün, şiddetinin ve sıklığının bilinmesi; bu kuvvetlere bağlı olarak ortaya çıkan streslerin restorasyon üzerinde dağılımının ve değerlerinin ölçülmesi, yapılan restorasyonun sağ kalımı ve üretilecek olan yeni materyallerin geliştirilmesi için önemlidir. Bu doğrultuda güncel çalışmaların önemli bir kısmı, materyallerin mekanik dayanımlarının ölçümü ve birbirleri ile avantaj-dezavantaj yönünden karşılaştırılması üzerine yoğunlaşmıştır. Bu nedenlerle diş hekimliğinde stres analiz yöntemlerinin önemli ve etkin bir rolü vardır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şöyle sıralanabilir (101,102):

2.5.1. Fotoelastik Analiz Yöntemi

Bu yöntem incelenecek cismin fotoelastik özellik gösteren bir materyalden yapılmış modeli üzerinde, kuvvet uygulandığı zaman yapının iç kısmında ve yüzeyinde oluşan stres dağılımlarını gözle görülebilir ışık taslakları haline getirilmesine esasına dayanır. Bu yöntem sayesinde tek dalga boylu bir ışının farklı şekillerde kırılması ile şekil değişikliği ve iç stresler belirlenebilmektedir. Fotoelastik özellik gösteren materyal olarak genellikle cam, selüloid, bakalit ve polyesterdir tercih edilir (103).

2.5.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Analiz Yöntemi

Bu yöntem Gerinim Ölçer (Strain Gouge) adı verilen bir cihaz kullanılarak uygulanır. Cihaz, yapıdaki şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilir. Bu sayede cihazın yerleştirildiği bölgelerdeki doğrusal şekil değişiklikleri ve gerilmeler tespit edilebilmektedir (103).

2.5.3. Kırılgan Vernikle Kaplama (Brittle Lacquer) Analiz Yöntemi

İncelenecek olan cismin üzerinin vernikle kaplanması ve bu verniğin kırılganlığına bağlı olarak cisimdeki kuvvet dağılımlarının değerlendirilmesi esasına göre uygulanan analiz yöntemidir. Vernik malzemesi incelenecek modelin üzerine homojen olacak şekilde püskürtülür ve sertleşmesi için verniklenmiş model fırınlanır. Ardından model üzerine istenilen yön ve şiddetlerde kuvvetler uygulanır ve bu kevvetler neticesinde vernikte oluşan çatlaklar değerlendirilerek analiz yapılır. Model üzerindeki vernik tabakasında oluşan çatlakların yoğunlaştığı bölgeler stresin yoğun olduğu alanları temsil eder (103).

2.5.4. Holografik İnterferometri ile Analiz Yöntemi

Lazer ışınlı analiz yöntemi olarak da adlandırılmaktadır. İnterferometri denilen bir cihaz kullanılarak analiz yapılan bu yöntem, lazer ışını aracılığıyla incelenecek modelin üç boyutlu görüntüsünün halografik olarak kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Model üzerindeki yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti aracılığıyla ölçülmektedir ve lazer ışını verildiği sırada modelin hareket ettirilmesiyle holografik görüntüde ortaya çıkan ışık saçılmalarının değerlendirilmesi ile sonuç elde edilir. Bu yöntem ile deformasyon miktarı da ölçülebilmektedir (103).

2.5.5. Radyotelemetri ile Analiz Yöntemi

Radyotelemetri ile analiz yönteminde, bileşik bir donanım ve yazılım yardımı ile veriler elde edilir ve bir materyal ile bağlantısı olmaksızın transfer edilir. Bu sistemin elemanları şöyle sıralanabilir; radiotransmitter, güç kaynağı, veri alıcı, modele bağlanmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticileri ve veri kaydediciler. Kuvvet uygulandığında, modele bağlanmış gerinim ölçerde meydana gelen direnç farklılıkları voltaj düşmesine neden olur. Böylece radyotelemetrinin frekansı etkilenir ve analiz sonuçları elde edilir (103).

2.5.6. Termografik Analiz Yöntemi

Homojen yapıda, izotropik özellikte bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında materyal üzerinde ısısal değişimler oluşmaktadır. Periyodik yüklemeler sonucunda oluşan ısısal değişimler, materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Termogrefik analiz yöntemi bu ilkeyi esas alarak çalışan bir yöntemdir (103).

2.5.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis-FEA)

Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis, FEA) kavramı ilk olarak 1943 yılında Courant tarafından geliştirilmiştir. 1956'da Turner ve arkadaşları, farklı şekilli cisimlerin katılığı (stiffness) ve defleksiyonu (deflection) dahil olmak üzere çeşitli mekanik özellikleri analiz eden bir makale yayınlanmıştır. 1970 yıllarından itibaren bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile birlikte FEA, birçok farklı endüstriyel alanda benimsenmiş ve kabul görmüştür. Zaman içerisinde teknolojideki hızlı gelişmeler sayesinde FEA, iki boyutlu modellemeden üç boyutlu (3D) modellemeye ilerlemiştir. İlk

FEA çalışma sonuçlarının doğruluk düzeyi zayıfken, bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde analiz sonuçlarının hassasiyeti noktasında büyük gelişme sağlanmıştır (91).

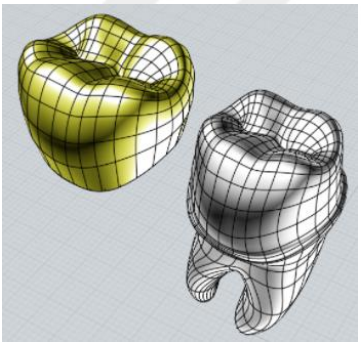
2.5.7.1. Sonlu elemanlar analizinin diş hekimliğinde kullanım alanları: Endüstri ve mühendislik alanlarındaki ilk kullanımların ve gelişmelerin ardından FEA'nın diş hekimliğine kazandırılmasını sağlayan ilk çalışma 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır (104). Bu çalışma ve ardından yapılan çeşitli çalışmalar FEA'nın diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaştırmış ve popüler hale getirmiştir. Diş hekimliğinde; implantoloji, protetik diş tedavisi, ortodonti, endodonti ve restoratif diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır. Karmaşık yapıları modellemek ve bu modellerin mekanik özelliklerini analiz etmek için kullanılan FEA sayesinde diş hekimliği alanında kullanılan tüm materyallerin biyomekanik özelliklerini incelemek ve klinik durumdaki başarısını tahmin etmek mümkündür (91,105–108). FEA'nın kullanılabileceği dental alanlar:

- Dental implantların materyal ve tasarım özelliklerinin değerlendirilmesi (109–111)
- Dental implantlara ve kortikal kemiğe iletilen streslerin ölçülmesi (112–115)
- Protetik restorasyonlara gelen kuvvetler karşısında gösterdikleri mekanik davranışlar (78,116)
- Endodontik tedavilerde kullanılan post-kor sistemlerin köke ilettiği stresler (117)
- Restoratif tedavilerde kullanılan dolgu materyallerinin ve simanların incelenmesi (118,119)
- Ortodontik tedavilerde kullanılan malzemeler neticesinde kemiğe iletilen streslerin ölçülmesi (120,121)
- Çene-yüz protezlerinin maruz kaldığı kuvvetler karşısında mekanik davranışlarının değerlendirilmesi (122,123)

2.5.7.2. Sonlu elemanlar analizinin genel özellikleri ve uygulanması: Sonlu elemanlar analizinin genel mantığı, fiziksel sistemlerin ya da modellerin matematiksel deklemlerle sayısal olarak ifade edilmesidir. Bu yöntem, özellikle karmaşık yapılarından dolayı mekanik analizleri zor olan yapıları bilgisayar ortamında modelleyerek

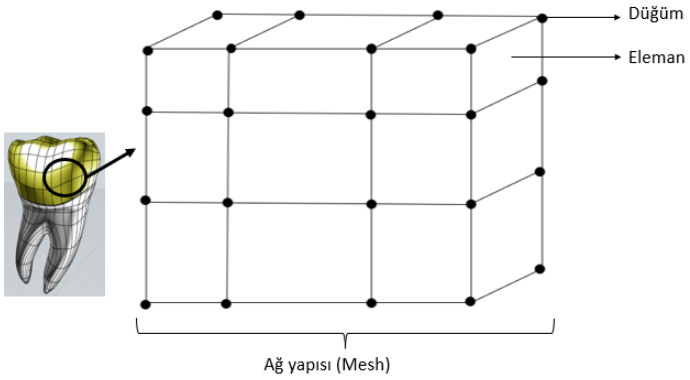
taklitlerinin oluşturulmasını sağlar. Böylece elde edilen modellerin çeşitli durumlarda sergileyecekleri fiziksel davranışları bilgisayar programları sayesinde analiz edilebilir. FEA'da amaç, karmaşık yapıya sahip cisimlerin bilgisayar ortamında dijital modellerini oluşturmak ve bu modeller üzerinde belirli analizleri gerçekleştirmektir. Bu yöntem sayesinde analizler dijitalize edilerek olabildiğince basite indirgenir ve böylece çözülmesi çok zor olan problemler bile çözülebilir hale getirilir. FEA'da gerçek sistemlerin dijital modelleri varsayımlar ve yaklaşımlar ile basitleştirilerek oluşturulduğu için %100 - kesin doğru sonuç vaad etmez. Ancak yapısal dayanıklılık analizleri için 70 yılı aşkın süredir kullanılan bu yöntemin, geçirdiği teknolojik gelişmeler sayesinde doğruluk oranı %98'e kadar artmıştır. Bu yüksek doğruluk ve başarı oranı sayesinde FEA, yapımı zor önemli problemlerin analizini mümkün kılar (108,124,125).

FEA'da analizi gerçekleştirmek için önce analiz edilecek yapının bilgisayar ortamında dijital modellerinin elde edilmesi gereklidir. Analizi yapılacak yapılar bilgisayar modeli haline getirildikten sonra elde edilen dijital model sonlu elemanlara bölünür (Şekil 2.10) (126–129).



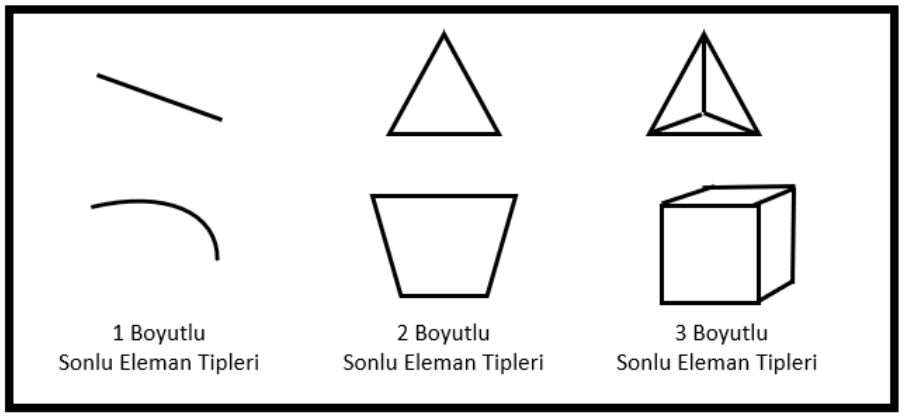
Şekil 2. 10: Sonlu elemanlara bölünmüş molar diş ve kuron

Model üzerinde yapılan bu sonlu eleman ayrışması neticesinde oluşan yapı "ağ yapısı (mesh)" olarak isimlendirilir. Her sonlu elemanın birbiri ile temas ettiği noktalara "düğüm" denir. Bu düğümler sayesinde birbirine bağlı olan sonlu elemanlar etkileşim halindedir ve birinde gerçekleşen değişim diğerlerine tesir etmektedir (Şekil 2.11). Bilgisayar programı üzerinden modele uygulanan kuvvetler neticesinde malzemenin gösterdiği davranışı ölçmek için bu düğümler kullanılır. Düğümlerin yer değiştirmesi göz önünde bulundurularak yapının mekanik analizi hesaplanır (126–129).



Şekil 2. 11: FEA modelini oluşturan ağ yapısı (mesh)

Ağ yapısını (mesh) oluşturan unsurlar olarak tanımlanan sonlu elemanlar, çeşitli geometrik şekillere sahip olabilir. Düğümler ile birbirine bağlanan bu elemanlar; bir boyutlu çizgisel elemanlar, iki boyutlu sonlu elemanlar ve üç boyutlu sonlu elemanlar şeklinde 3 çeşittir (Şekil 2.12) (9,130). Bir boyutlu çizgisel elemanlar; düğüm noktasından oluşur ve uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasını oluşturabilirler. İki boyutlu sonlu elemanlar; genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde 3 veya 4 düğümden oluşur. Üç boyutlu sonlu elemanlar; 4 veya 6 yüzeyden oluşur.



Şekil 2. 12: Sonlu eleman çeşitleri

Sonlu elemanlar analizi genellikle iki ya da üç boyutlu olarak elde edilir. 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin uygulanması sırasında hem analizi yapılacak yapının bilgisayar modeli hem de ağ yapıyı oluşturacak elemanlar iki boyutludur. 2 boyutlu sonlu

elemanlar analizinin çözümlemesi daha kolaydır ancak doğruluk ve model detay kabiliyeti daha azdır. 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde, yapının modeli ve elemanlar üç boyutludur. Bu analiz türünde karmaşık yapıların geometrisi daha iyi ortaya koyulabilir ve tüm eksenlerdeki kuvvetler hesaba katılarak değerlendirilebilir. Böylece gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilebilmesine olanak sağlanmış olur (105,130–133).

Sonlu elemanlar kullanılarak statik, dinamik, doğrusal (lineer) ve doğrusal olmayan (non-linear) şekillerde dört farklı analiz yapılabilir: Doğrusal (Linear) Statik Analizler, Doğrusal Olmayan (Non-linear) Statik Analizler, Doğrusal (Linear) Dinamik Analizler, Doğrusal Olmayan (Non-linear) Dinamik Analizler.

Bütün cisimler ve yapılar kendilerine uygulanan belirli bir kuvvete kadar elastik (kalıcı olmayan) şekil değişimine; bu kuvvetten itibaren plastik (kalıcı) şekil değişimine uğrarlar. Analiz şekillerinde bu şekil değişim parametreleri önem arz etmektedir (126,134,135).

Doğrusal (lineer) analizler plastik deformasyonun hesaba katılmadığı daha basit analizlerde tercih edilirken, doğrusal olmayan (non-lineer) analizler akma noktasından (Yield Strength) sonra gerçekleşen plastik deformasyonun hesaba katıldığı analizlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan analiz şekli ‘Doğrusal (Lineer) Statik Analiz’dir. Çünkü proprioseptif mekanizma ağız içi dokuların plastik şekil değişimine uğramasına engel olur. Aynı zamanda protetik diş hekimliğinde restorasyon materyali olarak kullanılan seramik gibi malzemeler de plastik şekil değişimi göstermez ve elastik şekil değişiminden sonra kırılmaya uğrarlar (Şekil 2.13). Bu nedenle diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler elastik şekil değişimi sınırları içinde kalmaktadır (106,134–138).



Şekil 2. 13: Seramik malzemelerin gerilme-gerinim (stress-strain) grafiğine bağlı olarak elastik şekil değişim eğrisi (139)

2.5.7.3. Sonlu elemanlar analizinin işlem aşamaları: Sonlu elemanlar analizi üç adet işlem aşamasından oluşmaktadır:

- Ön işlem (pre-processing) aşamasında yapılan işlemler sırası ile şöyledir:

1. Bilgisayarlı tomografi görüntüleri bilgisayar yazılımına aktarılır, bilgisayar destekli tasarım (Cad/Computer-Aided Designing) programı ile analizi yapılacak yapının geometrik modeli hazırlanır.

2. Analiz için gerekli olan Elastikiyet Modülü ve Poisson oranlarını barındıran malzeme ve dokular bu geometrik model üzerindeki yerlerine tanımlanır.

3. Geometrik model üzerinde olması gereken yerlere tanımlanan malzeme ve dokular arasındaki temas yüzeyleri ve temas özellikleri belirlenir (contact relations).

4. Sınır koşulları (boundry conditions) belirlenir. Modelde oluşan şekil değişikliklerinin (deformasyon) incelenebilmesi için düğümlerin bir kısmında sabitleme (fixation - serbestlik derecesinde kısıtlama) yapılması gerekir. Böylece modelin nereden sabitlendiği ve kuvvetlerin nereden uygulandığı belirlenir, bunlar sınır koşullarını ifade eder. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı da belirlenir. Tüm bu aşamaların neticesinde sonlu eleman modeli elde edilmiş olur.

5. Elde edilen model sonlu elemanlara bölünerek ağ yapı (mesh) oluşturulur. Modelin bölündüğü sonlu eleman sayısı ne kadar fazla olursa analiz sonuçları da o kadar hassas ve gerçeğe yakın olur (106,117,130,140,141).

- İşlem (processing) aşamasında, elde edilen detaylı modelle birlikte problemin çözümü için programa komut verilerek çalıştırılmaya başlanır. Bu aşama neticesinde analiz sonuçları elde edilir ve stres değerleri matematiksel olarak bilgisayar program tarafından otomatik olarak hesaplanır (105).

- Son işlem (post-processing) aşaması, analiz sonuçlarının değerlendirilmesi aşamasıdır. Bu aşamada, analiz çözümlendikten sonra elde edilen sonuçlar incelenir. Analizler sonucunda; eksenel gerilmelere, asal gerilmelere (principal stresses), yer değiştirme miktarlarına, deformasyonlara, Von Mises streslerine ilişkin sayısal değerler elde edilir. Hesaplanan sayısal veriler; tablo, grafik veya renklendirilmiş görüntü olarak elde edilebilir. Programın hazırlamış olduğu renk

cetvelleri ile kuvvetlerin değerlendirilmesi daha anlaşılır hale gelmektedir (105,106).

2.5.7.4. Sonlu elemanlar analizinin avantajları:

- Karmaşık geometriye sahip yapılar bu yöntem sayesinde güvenle analiz edilebilmektedir.
- Farklı materyallerden yapılan veya geometrik özellikleri farklı olan çok çeşitli cisimlerin incelenmesinde büyük kolaylık sağlar.
- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği sayesinde analizi yapılacak yapının geometrisi tam olarak elde edilebilir.
- Sonlu elemanlar kullanarak çalıştığı için parçadan bütüne giden bir sistemi vardır böylece problemi basite indirgeyerek çözer.
- Sonlu elemanlar sayesinde sorunun küçük bir elemanda çözümlemesi yapılarak, tüm sisteme etkiyen gerilmeler ve yer değiştirmeler matematiksel olarak formüle edilebilmektedir.
- Analiz sonuçları çok kısa sürede, gerçeğe en yakın haliyle elde edilebilir.
- Analiz sonuçları oldukça detaylıdır ve neticede çeşitli parametreler (gerilmeler, gerinimler, deplasmanlar/yer değiştirmeler, esnemeler, vb) elde edilebilir.
- Girişimsel bir işlem değildir; materyalin temin edilmesine ve laboratuvar ortamına ihtiyaç duymaz.
- Cismin nereden sabitleneceği ve kuvvetlerin nereden uygulanacağına yönelik sınır koşullarının (boundry conditions) sistemde belirlenmesi oldukça kolaydır.
- Hem modeller hem de uygulanan kuvvetler ile ilgili detaylar üzerinde değişiklikler yapılarak analiz istenildiği kadar tekrarlanabilir (93,101,105,136).

2.5.7.5. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları:

- Analizlerin elde edilmesinde kullanılan bilgisayar programları oldukça maliyetlidir.
- Programlar sürekli güncelleme gerektirmektedir ve analiz sonuçlarının doğru olması için güncel sürüm kullanılmalıdır.

- Programları çalıştırmak için özel donanıma sahip bilgisayarlar gereklidir, bu da maliyeti artırır.
- Sonuçların doğru çıkması için analizi yapılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi doğru şekilde yapılmalıdır.
- Analiz programlarının kullanımı için tecrübeli ve bu konuda eğitimli kullanıcıya ihtiyaç vardır.
- Çıkan analiz sonuçlarının doğru yorumlanması için tecrübeli bir mühendisin desteğine ihtiyaç vardır (93,101,105,136).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada iki farklı üretim tekniğine sahip ZLS seramik materyalinden elde edilmiş, farklı dayanak çeşidi ve farklı restorasyon tiplerine sahip sabit protezlerin okluzal kuvvetler altında maruz kaldığı stres dağılımı FEA yöntemi ile doğrusal (lineer) statik analiz yapılarak incelenmiştir.

Bu işlemler sırasında; Intel® Core i7-10870H CPU 2,20 GHz işlemci, 32 GB 3200 MHz RAM ve Windows 10 Home 64 bit işletim sistemi olan bilgisayardan, ağız içi dokuları modellemek için Mimics Medical 21.0 doku modelleme programından, 3 boyutlu katı modelleri elde etmek için SOLIDWORKS® 2021 sp3.0 bilgisayar destekli tasarım programından ve modellere uygulanan kuvvetler sonucunda restorasyonlarda oluşan stres dağılımını hesaplamak ve sonlu elemanlar analizlerini gerçekleştirmek için SOLIDWORKS Simulation sonlu elemanlar analizi programından faydalanıldı.

3.1. ÇALIŞMA MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI

Araştırmada üç farklı restorasyon tipi (anterior kuron, posterior kuron, 3 üyeli köprü) ve iki farklı dayanak çeşidine (implant destekli, diş destekli) sahip sabit protez modellerine, iki farklı üretim tekniğine sahip ZLS seramik materyali (CAD/CAM blok, pres ingot) uygulanarak 12 adet çalışma modeli oluşturuldu. ZLS'nin CAD/CAM blok formu için VITA Suprinity PC, pres ingot formu için VITA Ambria seçildi ve modellerde kullanılmak üzere VITA Suprinity PC "S" harfi ile VITA Ambria "A" harfi ile sembolize edilerek isimlendirildi (Tablo 3.1).

Tablo 3. 1: Restorasyon materyallerinin isimlendirilmesi ve özellikleri

Restorasyon materyali	Marka İsmi	Üretim Tekniği	Kırılma Dayanımı	İsimlendirme (Sembol)
ZLS	VITA Suprinity PC	CAD/CAM	420 MPa	S
ZLS	VITA Ambria	Preslenerek	550 MPa	A

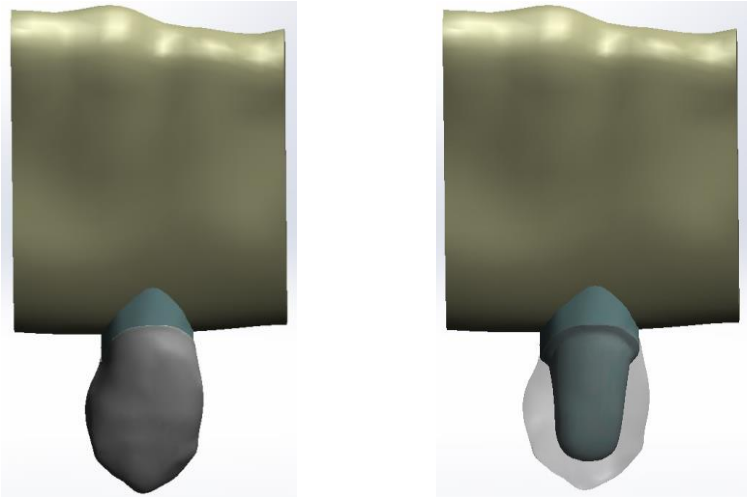
Anterior kuron için maksiller kanin, posterior kuron için mandibular birinci molar, 3 üyeli köprü için mandibular birinci premolar eksikliğinde dayanak olarak kullanılan mandibular kanin ve mandibular ikinci premolar dişler seçildi. Bu üç farklı restorasyon tipi, her biri diş destekli ve implant destekli olacak şekilde tasarlanarak 6 adet model oluşturuldu. Bu modeller; M1: Prepare edilmiş diş destekli maksiler sağ kanin diş (#23) full kuron restorasyonu, M2: Prepare edilmiş diş destekli mandibular sağ birinci molar diş (#46) full kuron restorasyonu, M3: Prepare edilmiş diş destekli sağ mandibular kanin ve ikinci premolar dişlerlerle (#43-45) 3 üyeli köprü restorasyonu, M4: İmplant destekli maksiler sağ kanin diş (#23) full kuron restorasyonu, M5: İmplant destekli mandibular sağ birinci molar diş (#46) full kuron restorasyonu, M6: İmplant destekli sağ mandibular kanin ve ikinci premolar dişlerlerle (#43-45) 3 üyeli köprü restorasyonu olacak şekilde sınıflandırıldı ve isimlendirildi. Ardından bu modellerin her birine materyal olarak VITA Suprinity PC ve VITA Ambria tanımlanarak 12 adet çalışma modeli elde edildi ve Tablo 3.2'de gösterildi.

Tablo 3. 2: Dayanak çeşidi, restorasyon tipi ve materyal türüne göre çalışma modelleri

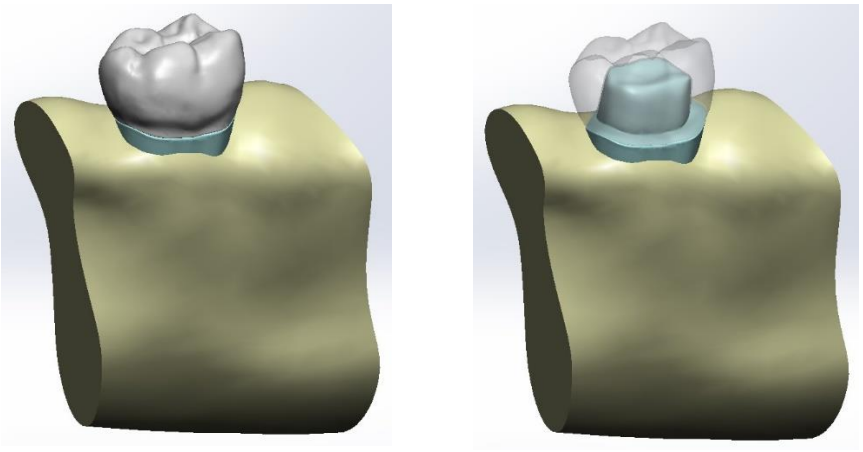
Dayanak çeşidi ve restorasyon tipi	Çalışma modelleri
M1: Prepare edilmiş diş destekli, Üst sağ kanin	**M1-S:** VITA Suprinity PC
	M1-A: VITA Ambria
M2: Prepare edilmiş diş destekli, Alt sağ birinci molar	**M2-S:** VITA Suprinity PC
	M2-A: VITA Ambria
M3: Prepare edilmiş diş destekli, 3 üyeli köprü	**M3-S:** VITA Suprinity PC
	M3-A: VITA Ambria
M4: İmplant destekli, Üst sağ kanin	**M4-S:** VITA Suprinity PC
	M4-A: VITA Ambria
M5: İmplant destekli, Alt sağ birinci molar	**M5-S:** VITA Suprinity PC
	M5-A: VITA Ambria
M6: İmplant destekli, 3 üyeli köprü	**M6-S:** VITA Suprinity PC
	M6-A: VITA Ambria

3.2. KATI MODELLERİN ELDE EDİLMESİ

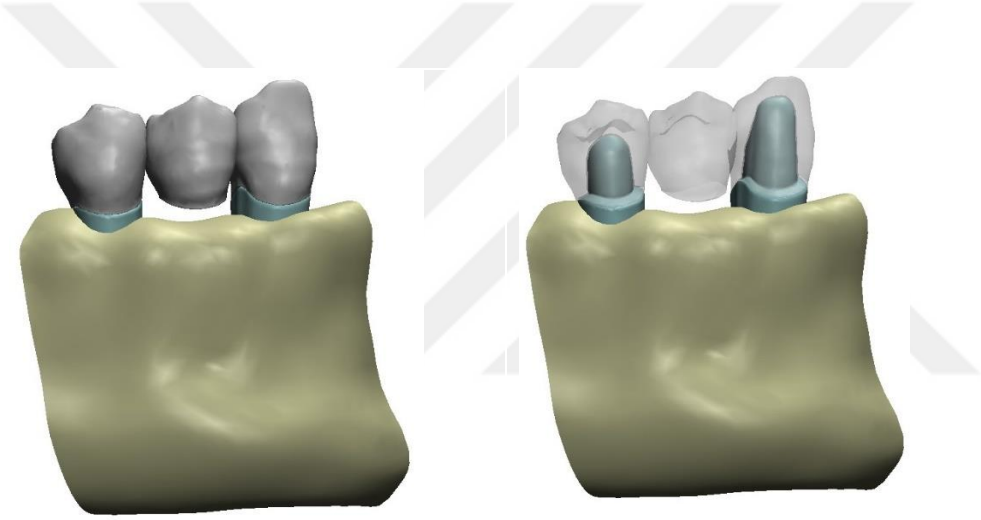
Çalışmada maksiler sağ kanin, mandibular sağ birinci molar, mandibular sağ kanin, mandibular birinci ve ikinci premolar dişler, mine, dentin, periodontal ligament, kemik dokusu (kortikal ve spongioz kemik dokusu), rezin siman, titanyum implant ve abutment modellendi. Dişler tomografi verisinden Mimics® doku modelleme programı aracılığı ile elde edildi. Mimics® doku modelleme programından alınan standart tesselation language (stl) dosya uzantıları SOLIDWORKS® programına aktarıldı. Program içerisinde grafik verisi olarak görüntünün stl çıktısı yüzey modelleme ile katı modele dönüştürüldü. Diş modelleri elde edildikten sonra dişleri ve implantı çevreleyen kemik dokusunun izotropik olduğu varsayılarak kortikal kemik kalınlığı 2 mm, alveol kret genişliği 4-10 mm, yüksekliği ise 24 mm olacak şekilde modellendi. Periodontal ligament kalınlığı ise 0,2 mm olarak belirlendi. Çalışmada Straumann Dental Implants System tarafından üretilmiş 4,1x10 mm'lik bone level implant ve standart titanyum abutment kullanıldı. Sabit protez restorasyonlarında kuronlar için restorasyon kalınlığı 2 mm, köprü protezler için konnektör kalınlığı 16 mm^2 ve gövde (pontik) genişliği 8 mm olarak belirlendi ve basamak tipi olarak iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak kullanıldı. Prepare edilmiş dişlerde koronal duvarlar giriş yolunu engellemeyecek şekilde 3º'lik açı ile okluzale doğru daralır tarzda modellendi. Siman tabakası ise restorasyonun iç yüzeyleri ile dişlerin yapışma yüzeyleri arasında 50 μm kalınlığında olacak şekilde modellendi. Böylece çalışmada kullanılmak üzere 6 adet katı model elde edildi (Şekil 3.1-3.6).



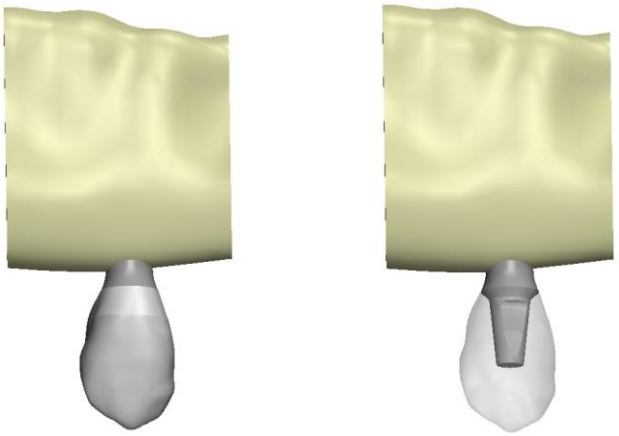
Şekil 3. 1: M1 modeline ait katı model



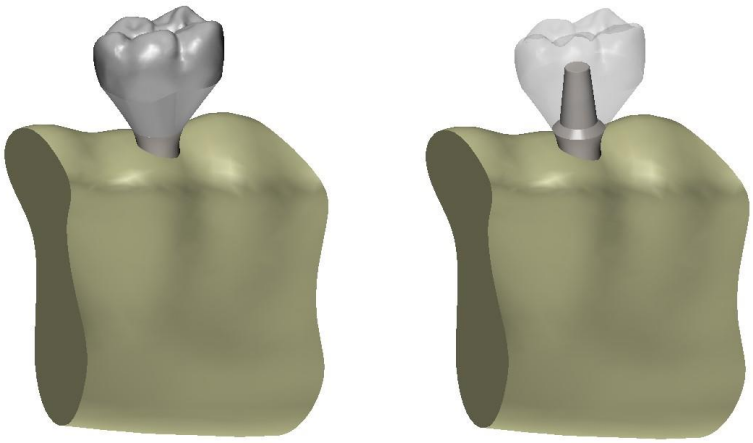
Şekil 3. 2: M2 modeline ait katı model



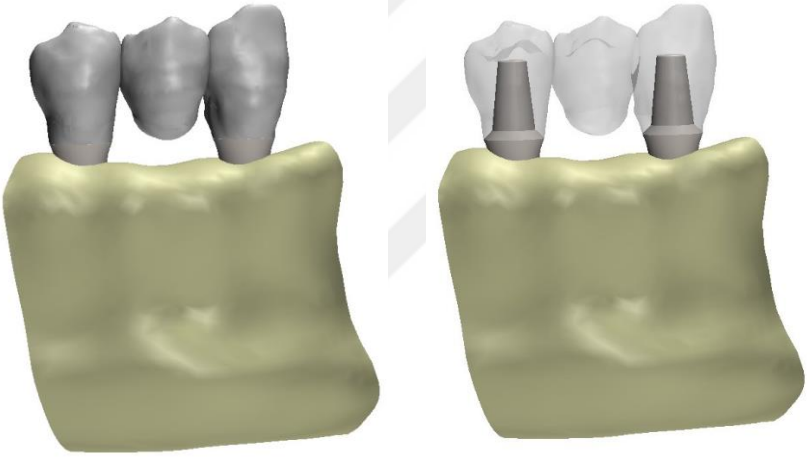
Şekil 3. 3: M3 modeline ait katı model



Şekil 3. 4: M4 modeline ait katı model



Şekil 3. 5: M5 modeline ait katı model



Şekil 3. 6. M6 modeline ait katı model

3.3. FEA ÖN İŞLEM (PRE-PROCESSING) AŞAMALARI

SOLIDWORKS programında elde edilen katı modeller SW Simulation yazılımına sonlu elemanlar analizleri yapılmak üzere aktarıldı. Katı modeller, FEA'nın çözümlenme aşamasından önce yapılması gereken ön işlemlere tabi tutularak matematik model haline getirildi. Bu aşamalar; malzeme ve doku özelliklerinin tanımlanması, sınır koşullarının belirlenmesi ve sonlu eleman ağ (mesh) yapısının oluşturulması basamaklarını içermektedir.

3.3.1. Malzeme ve Doku Özelliklerinin Tanımlanması

Bu aşamada tüm modelleri oluşturan yapıların ve materyallerin her birinin fiziksel özelliklerini yansıtan Elastisite Modülü (Young's Modulus) ve Poisson oranı bilgileri literatür ve üretici firma verilerine dayanarak sisteme tanımlandı (Tablo 3.3).

Tablo 3. 3: Doku ve materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson oranları

Doku ve Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Mine	84,1	0,33	(57)
Dentin	18,6	0,32	(95)
Periodontal Ligament	0,05	0,45	(96)
Spongios Kemik	1,37	0,30	(97,98)
Kortikal Kemik	13,7	0,30	(97,98)
Titanyum	110	0,30	(142)
VITA Suprinity PC	70	0,21	(68)
VITA Ambria	100	0,20	(70)
Resin Siman	8,3	0,35	(143)

3.3.2. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

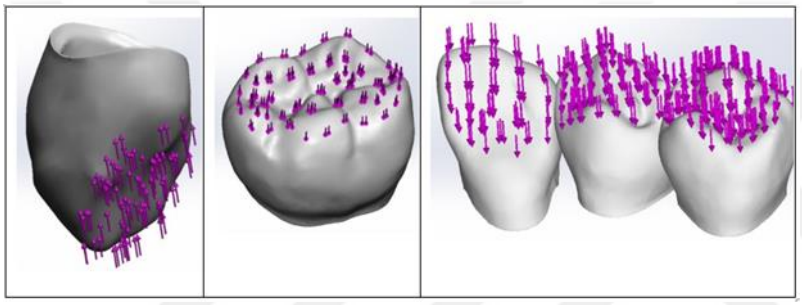
Sınır koşulları (boundry conditions) modellerdeki biribirinden farklı doku ve malzemeler arasındaki temas ilişkileri ve sabitlemelerin tanımlanmasını ifade etmektedir. Modelde oluşan şekil değişikliklerinin (deformasyon) incelenebilmesi için düğümlerin bir kısmında sabitleme (fixation - serbestlik derecesinde kısıtlama) yapılması gerekir. Kesit olarak alınan kemik yapısı dış yüzeylerinden sabitlendikten sonra kemik ile diş kökleri ve implant arasında temas sağlanmıştır. Ayrıca prepare edilmiş diş, abutment, siman ve restorasyon arasında da temas ilişkileri tanımlanmıştır.

3.3.3. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

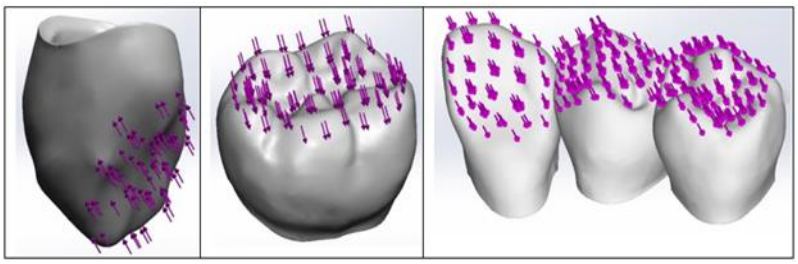
Bu aşamada uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Çalışmamızda elde edilen modellere dikey ve 45° oblik yönde kuvvetler uygulanarak restorasyonlarda oluşan stresler FEA yöntemi ile incelendi.

1. Dikey yükleme: Restorasyonların okluzal yüzeyine, uzun aksına dik olacak şekilde 500 N kuvvet uygulandı (Şekil 3.7).

2. Oblik yükleme: Restorasyonların okluzal yüzeyine, uzun aksına 45º lik açıyla lingulden bukkale eğimli olacak şekilde 500 N kuvvet uygulandı (Şekil 3.8).



Şekil 3. 7: Restorasyonlara uygulanan dikey yükleme



Şekil 3. 8: Restorasyonlara uygulanan 45° açılı oblik yükleme

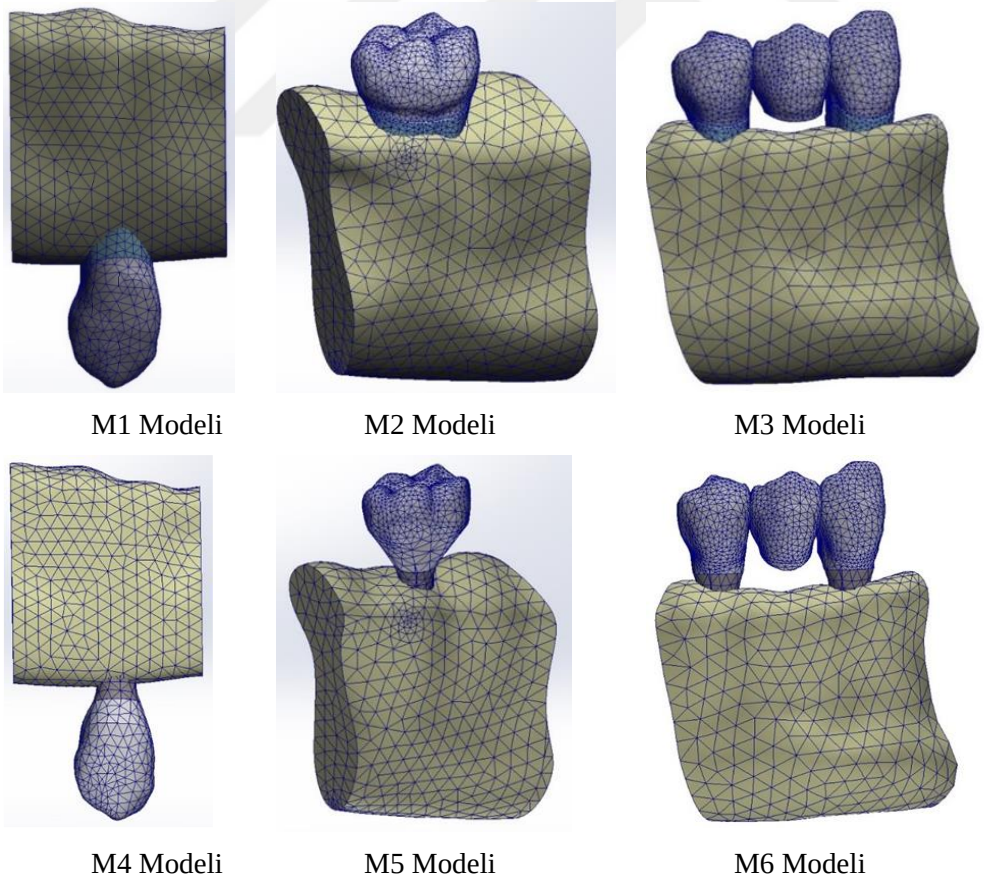
3.3.4. Sonlu Eleman Ağ (Mesh) Yapısının Oluşturulması

Minimum eleman boyutu 0,4 mm, maksimum eleman boyutu 2 mm olacak şekilde tetragonal yapıda elemanlar kullanılarak sonlu eleman ağ yapısı (mesh) tanımlanmıştır. Modellerin bölündüğü sonlu eleman sayısı ne kadar fazla olursa analiz sonuçları da o kadar hassas ve gerçeğe yakın olacağı için (106,117,130,140,141) modeller mümkün olan en fazla elemana bölünerek analizler gerçekleştirilmiştir.

Modellere ait sonlu eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.4'te verilmiştir. Tüm örneklere ait sonlu eleman modelleri ise Şekil 3.9'da gösterilmektedir.

Tablo 3. 4: Modellere ait sonlu eleman ve düğüm sayıları

Model	Toplam Eleman Sayısı	Toplam Düğüm Sayısı
M1	18.472	29.317
M2	38.863	59.282
M3	50.012	77.503
M4	23.830	37.248
M5	34.470	52.650
M6	58.468	90.796



Şekil 3. 9: Tüm örneklere ait sonlu eleman modelleri

3.4. FEA İŞLEM (PROCESSING) VE SON İŞLEM (POST-PROCESSING) AŞAMALARI

Elde edilen detaylı modeller bilgisayar programına komut verilerek analizin çözümü için çalıştırıldı. İşlem aşamasının neticesinde analiz sonuçları elde edildi ve stres değerleri bilgisayar programı tarafından matematiksel olarak hesaplandı.

Son işlem aşamasında ise, analiz çözümlendikten sonra elde edilen sonuçlar incelendi ve değerlendirildi. Analizler sonucunda Von Mises streslerine ve asal streslere ilişkin sayısal değerler elde edildi. Analiz sonucunda ortaya çıkan veriler, matematiksel hesaplamalarla elde edildiği ve bu değerler varyasyon göstermediği için istatistiksel analiz uygulanamamıştır (9,101,130). Hesaplanan sayısal veriler renklendirilmiş görüntü olarak elde edildi. Programın hazırlamış olduğu renk cetvelleri ile kuvvetlerin değerlendirilmesi daha anlaşılır hale getirildi. Tüm sonuçlar tablo ve grafiklerle sunuldu.

4. BULGULAR

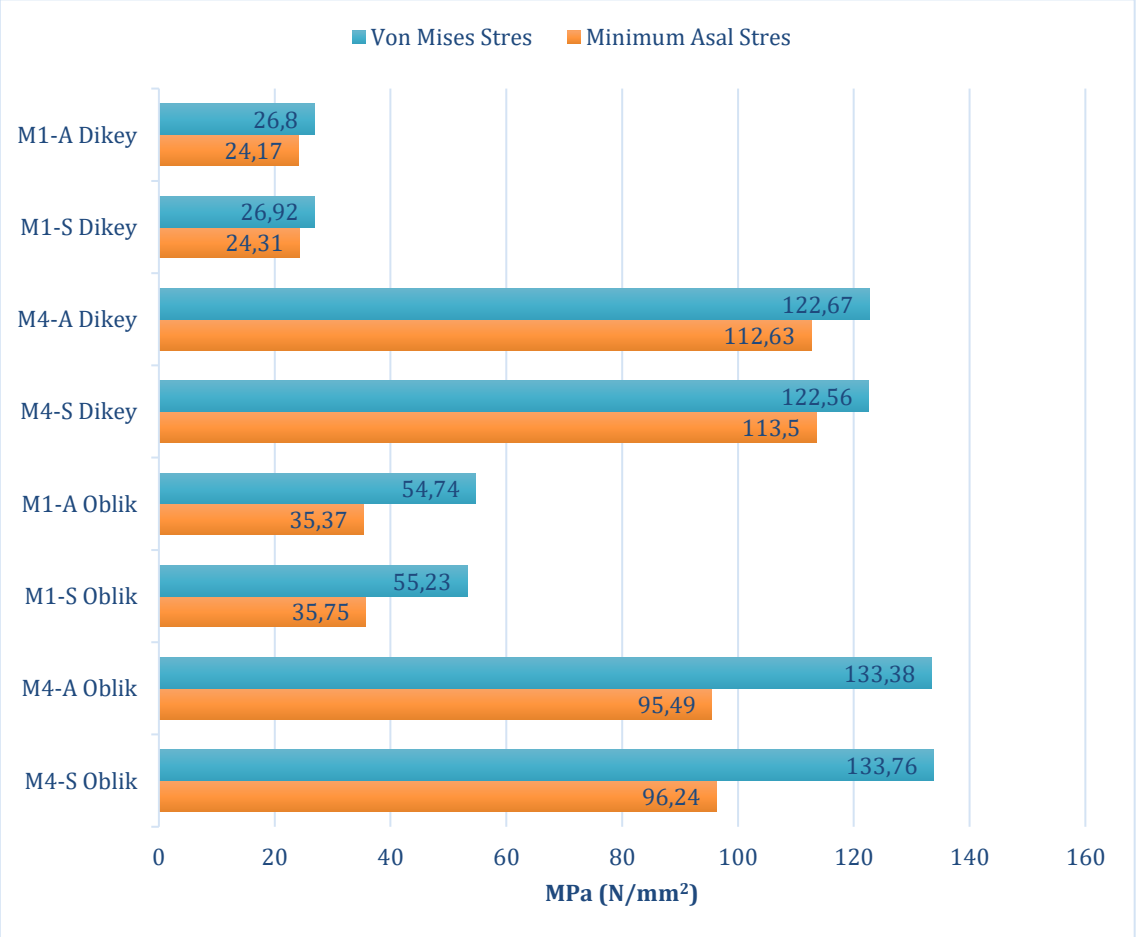
Bu çalışmada, ZLS seramik materyalinin farklı üretim tekniklerine sahip iki ayrı formuna ait stres dağılımının farklı restorasyon tipi ve dayanak çeşidi gibi parametrelerden farklı yönlerdeki kuvvetler altında nasıl etkilendiğinin belirlenmesi ve bu iki üretim formunun karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda, iki farklı üretim tekniğine sahip ZLS seramik materyalinden elde edilmiş, farklı dayanak çeşidi ve farklı restorasyon tiplerine sahip sabit protezlerin okluzal yüzeylerine uygulanan dikey ve oblik kuvvetler altında restorasyonlarda oluşan Von Mises stres dağılımları ve minimum asal stresler FEA yöntemi ile incelenmiştir.

Von Mises stresleri, kuvvet uygulanması sonucunda restorasyonlarda oluşan streslerin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır ve bu değer restorasyonun gerilme mukavemeti (stres dayanımı) hakkında da bilgi vermektedir. Asal stresler ise dik koordinatlardaki kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelerdir ve kuvvet altındaki cisme etkiyen üç tip asal stres vardır: Maksimum asal stres (maximum principal stress - σ1), ara asal stres (intermadiate principal stress - σ2) ve minimum asal stres (minimum principal stress - σ3). Yükleme altındaki bir cisimde hangi asal stres çeşidinin mutlak değeri daha büyük ise, cisim o asal stresin etkisi altında demektir. Analiz çalışması neticesinde değerlendirilmesi gereken stres türü de mutlak değeri büyük olandır. Bu streslerden biri olan minimum asal stres en yüksek sıkıştırma gerilimini (compressive stress) ifade eder ve negatif değere sahiptir. Çalışmamızda kullanılan modellere uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak restorasyonlarda sıkışma gerilimi görülmektedir ve mutlak değeri büyük olan kuvvet minimum asal strestir.

Analizler neticesinde elde edilen sonuçlar, tablolar ve görseller kullanılarak sunulmuştur. Gerilme değerleri MPa (N/mm^2) cinsinden hesaplanmış ve analiz sonuçları renkli dağılım skalaları kullanılarak açıklanmıştır. Von Mises streslerinin gösterildiği şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar, restorasyonların maksimum stres alan bölgelerini ifade ederken, maviye doğru olan renkler gittikçe azalan stres değerlerini göstermektedir. Minimum asal stres değerlerinin gösterildiği şekillerde ise kırmızı renkli alanlar sıkıştırma geriliminin en fazla yoğunlaştığı alanları temsil etmektedir.

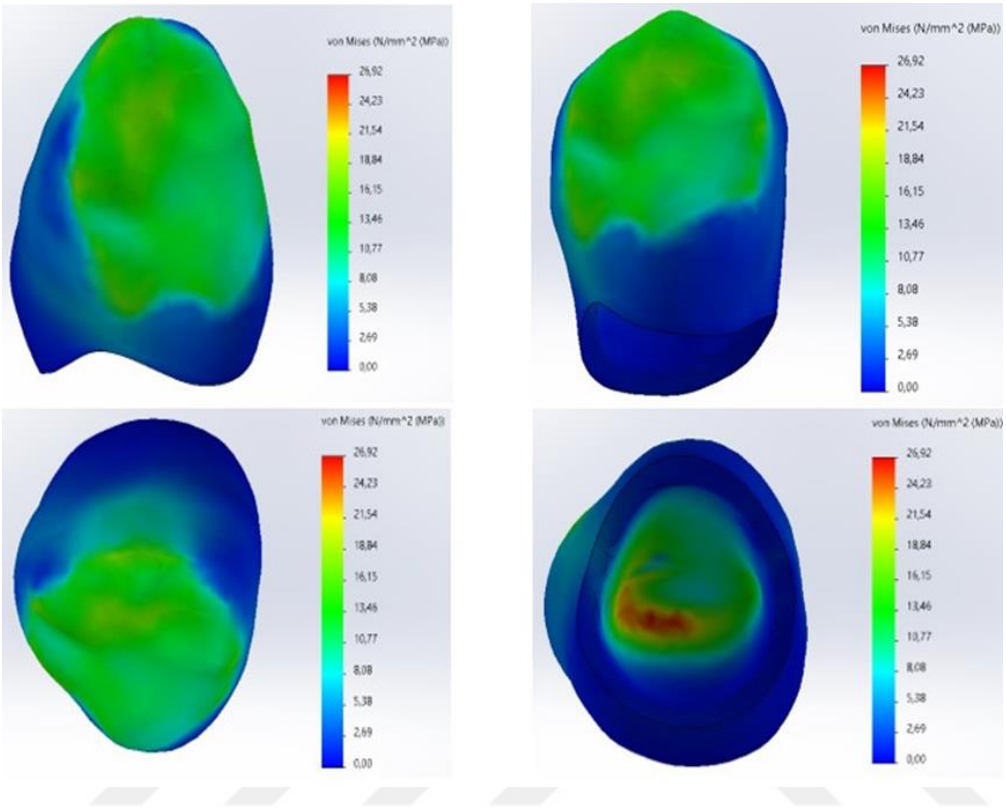
4.1. ANTERİOR TEK KURON MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda anterior tek kuronu temsil etmek üzere üst sağ kanin diş seçilmiştir. Bu restorasyonun diş destekli ve implant destekli olmak üzere iki farklı dayanağa sahip ayrı modelleri elde edilmiştir. Diş destekli üst sağ kanin full kuron modeli M1, implant destekli üst sağ kanin full kuron modeli M4 olarak isimlendirilmiştir. Her iki model üzerinde CAD/CAM formda ZLS için VITA Suprinity PC ve preslenmiş ingot formda ZLS için VITA Ambria tanımlanarak elde edilen kuronlar M1-S, M1-A, M4-S ve M4-A olarak isimlendirilmiş ve analizleri yapılmıştır. Analizler dikey ve 45° oblik yönde 500 N'luk yüklemeler altında gerçekleştirilmiştir. Analizde Von Mises stresleri ve minimum asal stresler değerlendirilmiş ve sonuçlar renkli şekillerle sunulmuştur (Şekil 4.1).



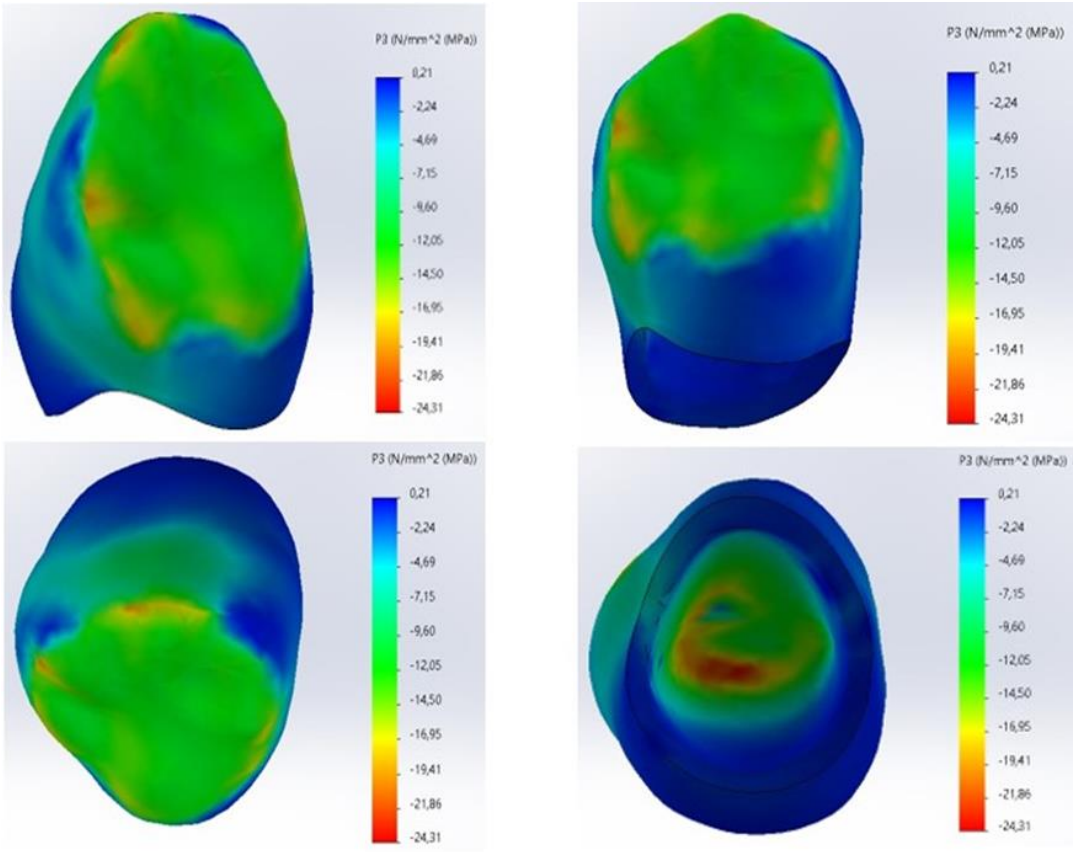
Şekil 4. 1: Dikey ve oblik yükleme altında M1 ve M4 modellerine ait en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri

4.1.1. M1-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



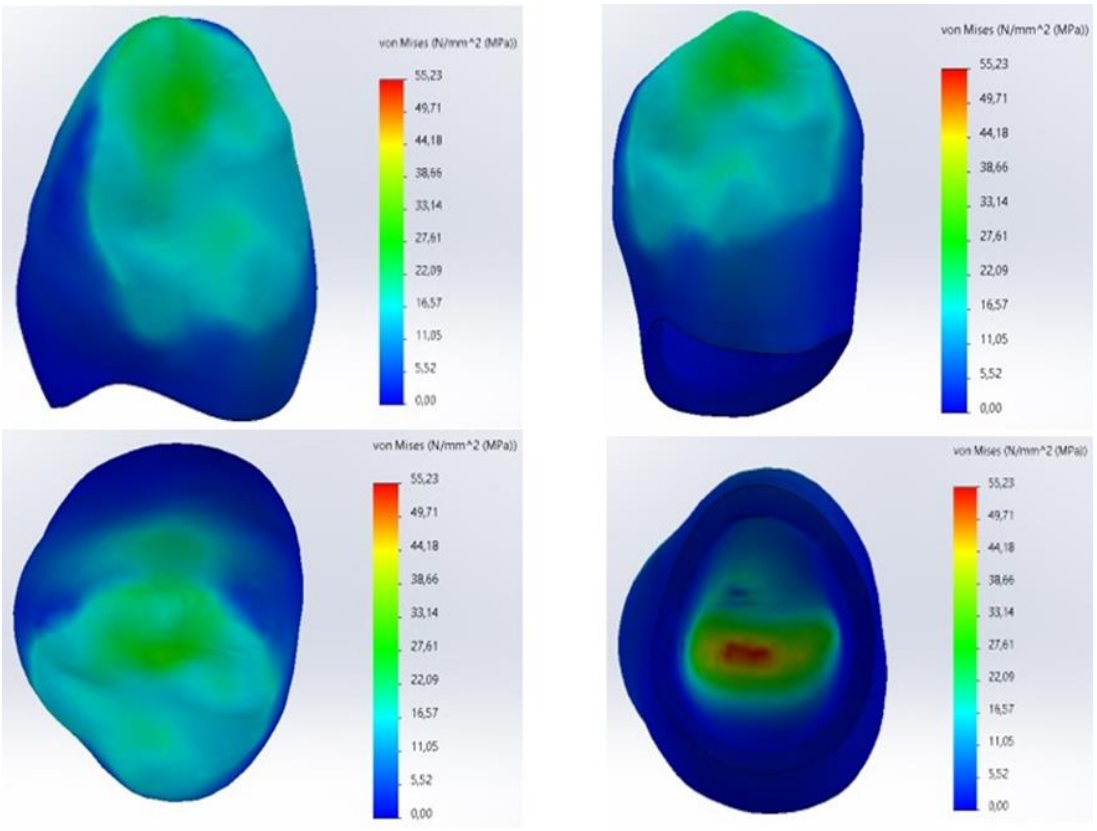
Şekil 4. 2: Dikey yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M1-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.2'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 26,92 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, yüklemenin uygulandığı alan boyunca restorasyonun iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 16,15 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde daha az oranda olmak üzere stres alanları oluştuğu görülmüştür. Prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta, kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey ve kuronun palatinaline karşılık gelen restorasyon iç yüzeyi dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluşmuştur.



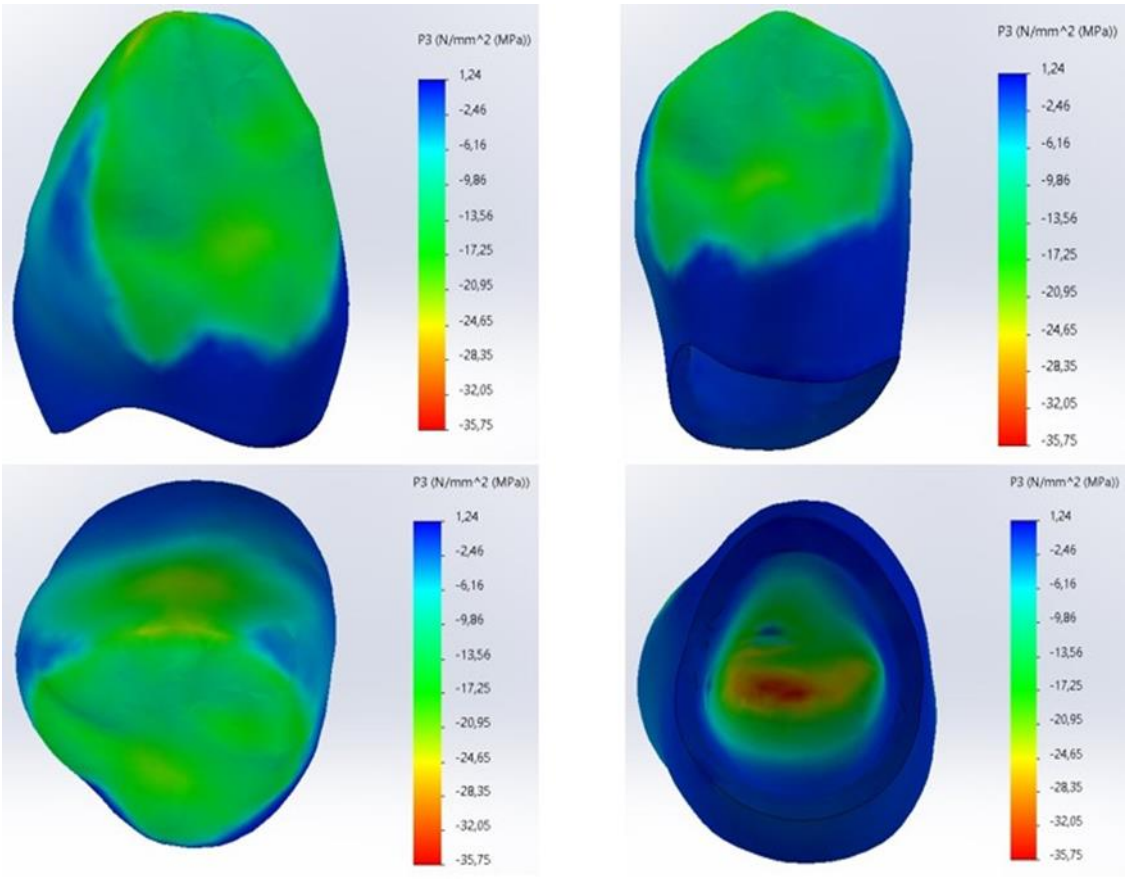
Şekil 4. 3: Dikey yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M1-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.3'de verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada -24,31 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Palatinal yüzeyde, restorasyon iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama -12,05 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında, kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde yine daha az oranda olmak üzere stres oluşmuştur. Prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta, kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey ve kuvvetin uygulandığı palatal yüzeye karşılık gelen restorasyon iç yüzeyi dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.



Şekil 4. 4: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

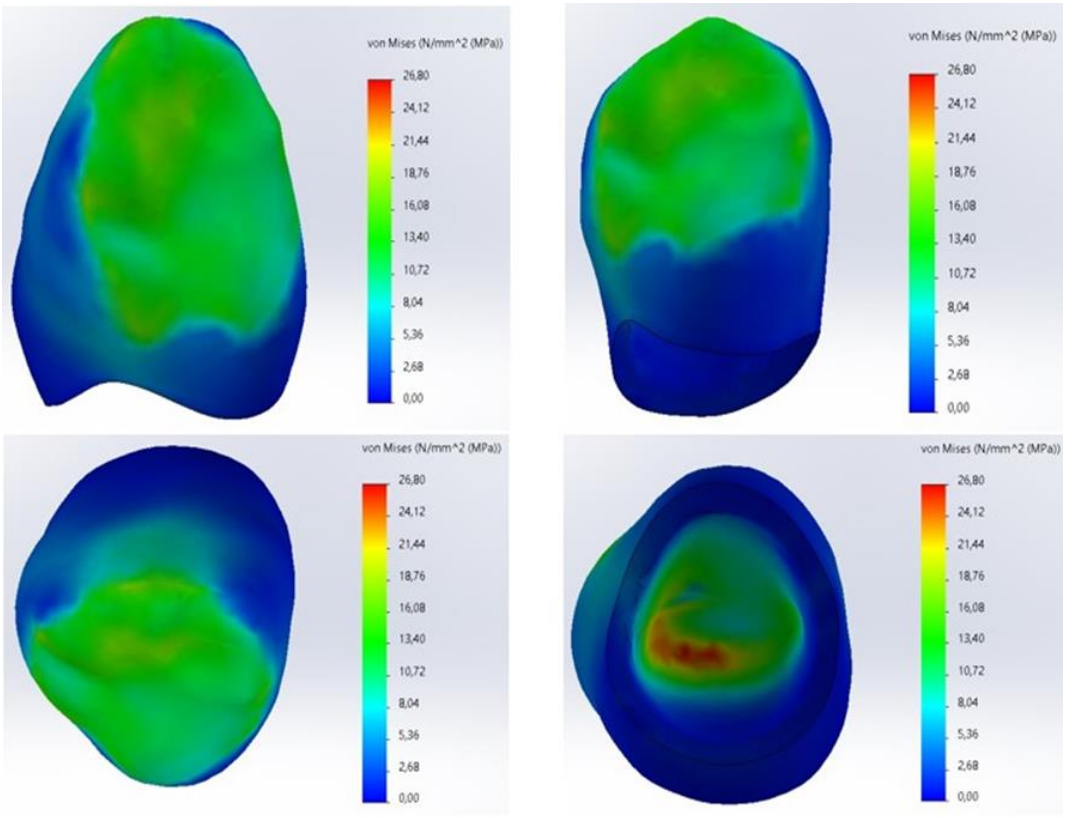
M1-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.4'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 55,23 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu stres miktarına kıyasla, yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde daha az stres oluştuğu görülmüştür. Palatinal yüzeyde oluşan stres miktarı ortalama 27,61 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında, kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde daha az oranda olmak üzere stres alanları oluştuğu görülmüştür. Prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta, kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzeye karşılık gelen restorasyon iç bölgesi dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluşmuştur.



Şekil 4. 5: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

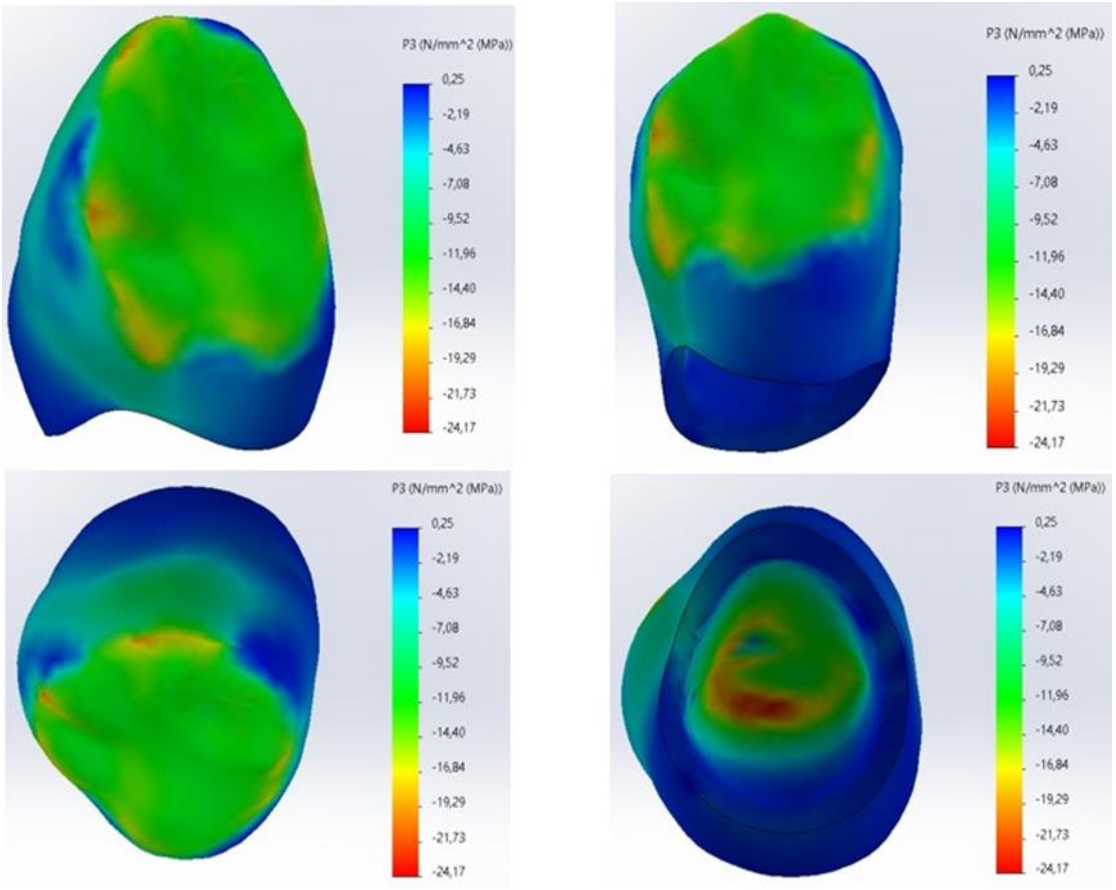
M1-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.5'te verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde, prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada -35,75 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, iç yüzey ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Bu alandaki stres miktarı ortalama -17,25 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında, kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde yaklaşık aynı oranda stres oluştuğu görülmüştür. Prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.

4.1.2. M1-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



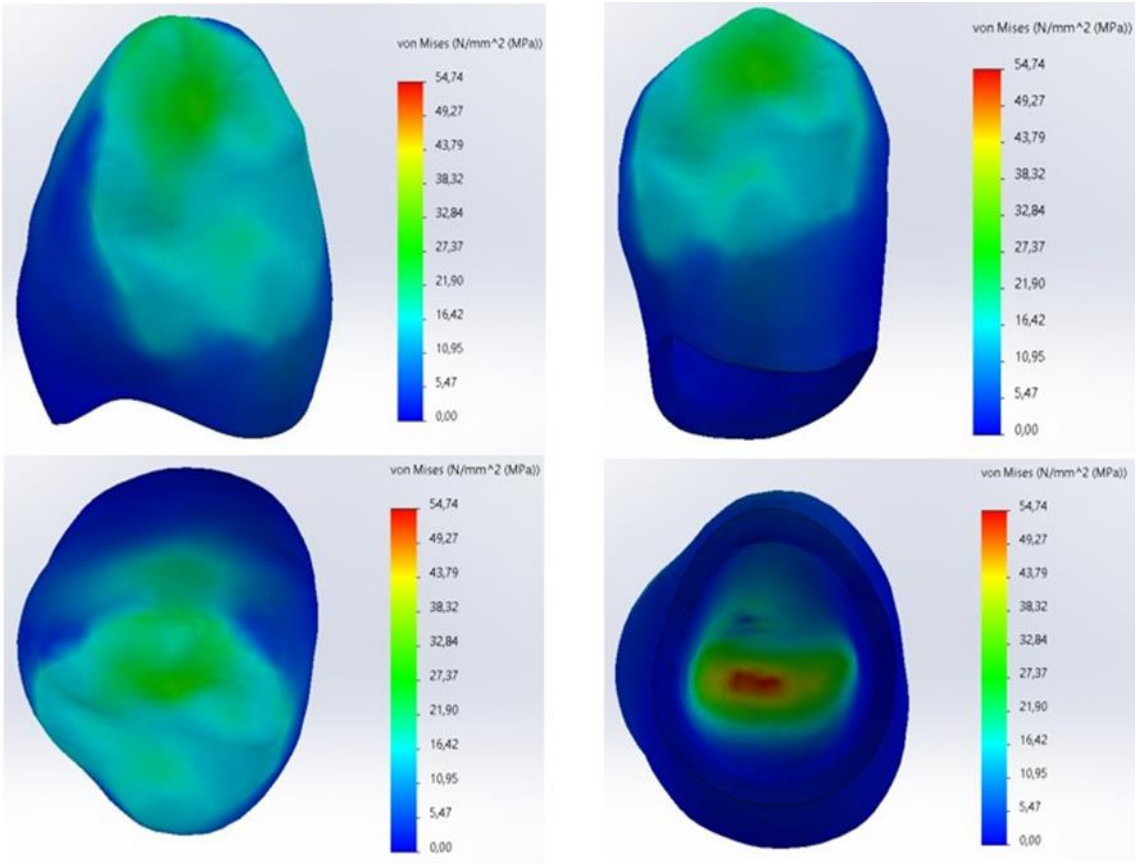
Şekil 4. 6: Dikey yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M1-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.6'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 26,80 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür ve stres miktarı ortalama 16,08 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde miktarı daha az olmak üzere stres alanları oluştuğu görülmüştür. M1-S modeline ait analiz sonuçlarına benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.



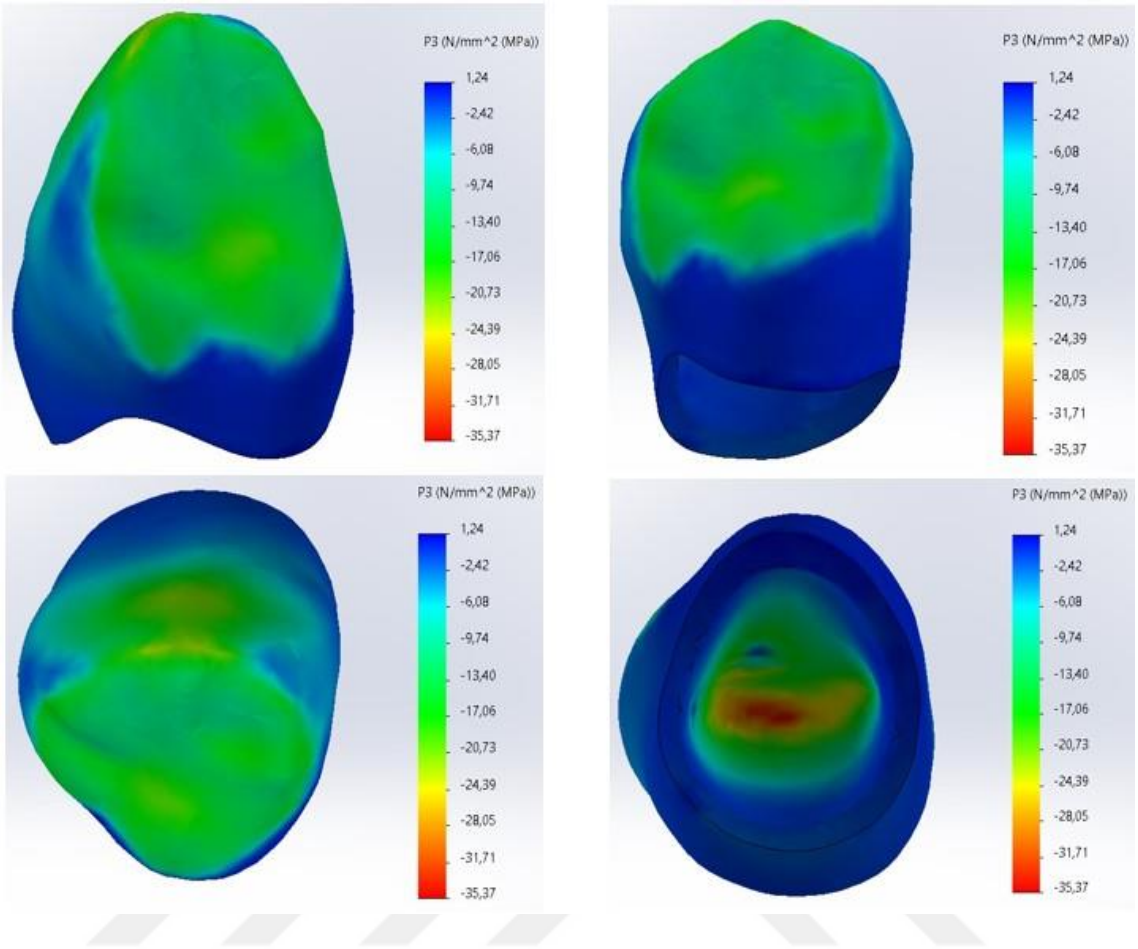
Şekil 4. 7: Dikey yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M1-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.7'de verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada -24,17 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatal yüzeyde, iç bölge ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama -11,96MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde yine daha az oranda olmak üzere stres oluşmuştur. M1-S modeline ait analiz sonuçlarına benzer şekilde; prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta, kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey ve kuronun palatinaline karşılık gelen iç yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.



Şekil 4. 8: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

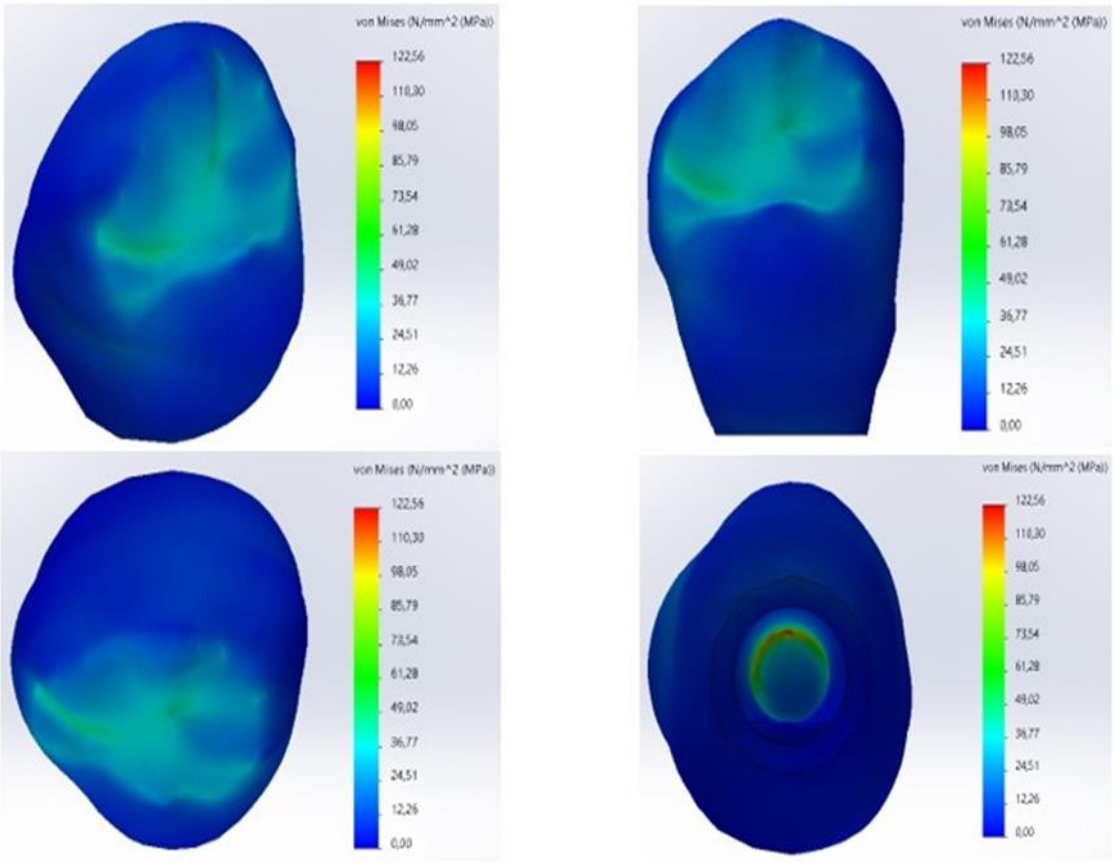
M1-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.8'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 54,74 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, M1-S modelinin analiz sonuçlarına benzer şekilde yüklemenin uygulandığı yüzey alanı boyunca daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 27,37 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde yine daha az oranda olmak üzere stres alanları oluştuğu görülmüştür. M1-S modeline ait analiz sonuçlarına benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.



Şekil 4. 9: 45° oblik yönlü yükleme altında M1-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

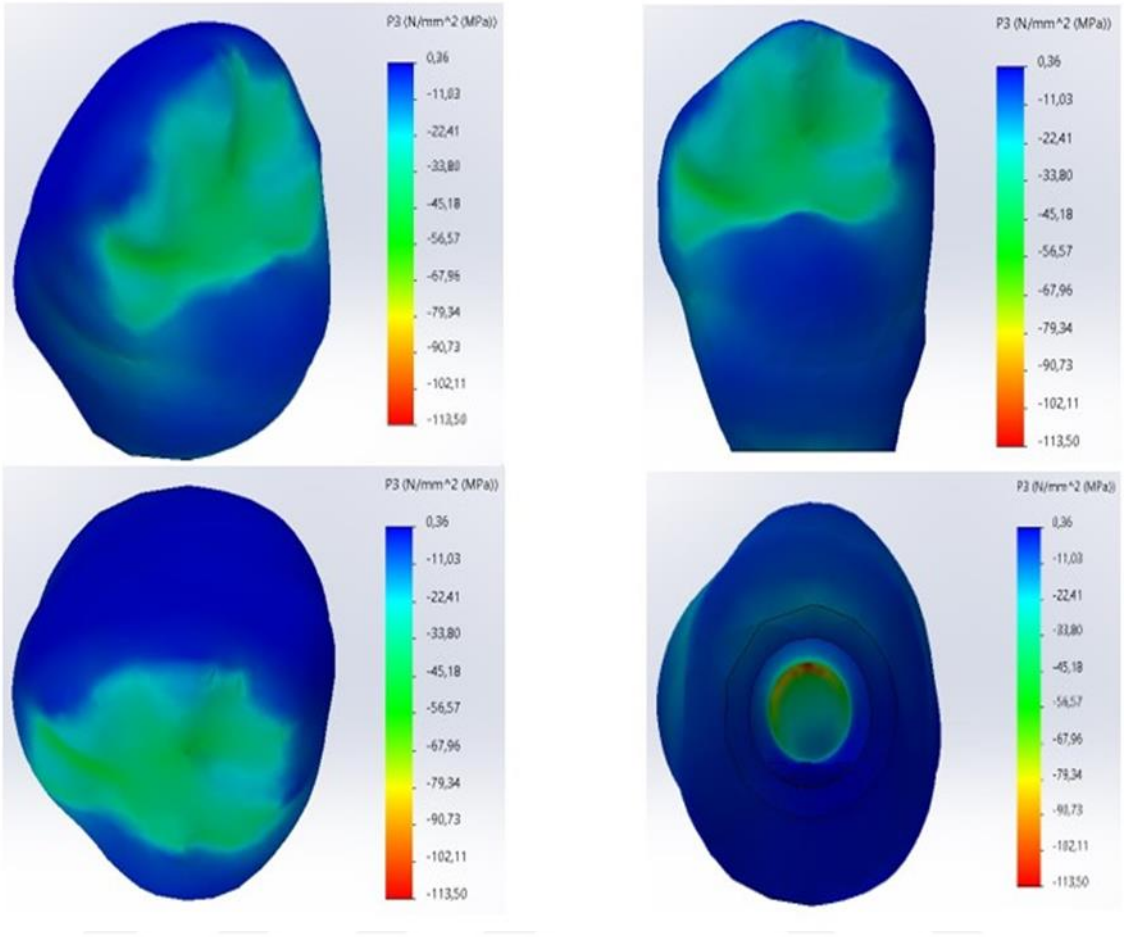
M1-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.9'da verilmiştir. Restorasyonun iç bölgesi incelendiğinde, prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen noktada -35,37 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. M1-S modelinin analiz sonuçalrına benzer şekilde, yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Bu alandaki stres miktarı ortalama -17,06 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyine bakıldığında; kuronun palatinaline karşılık gelen yüzeyde, palatal yüzeyde oluşan stres miktarı ile yaklaşık olarak aynı oranda stres oluştuğu görülmüştür. M1-S modeline ait analiz sonuçlarına benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oluşan stres miktarı toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlere sahiptir.

4.1.3. M4-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



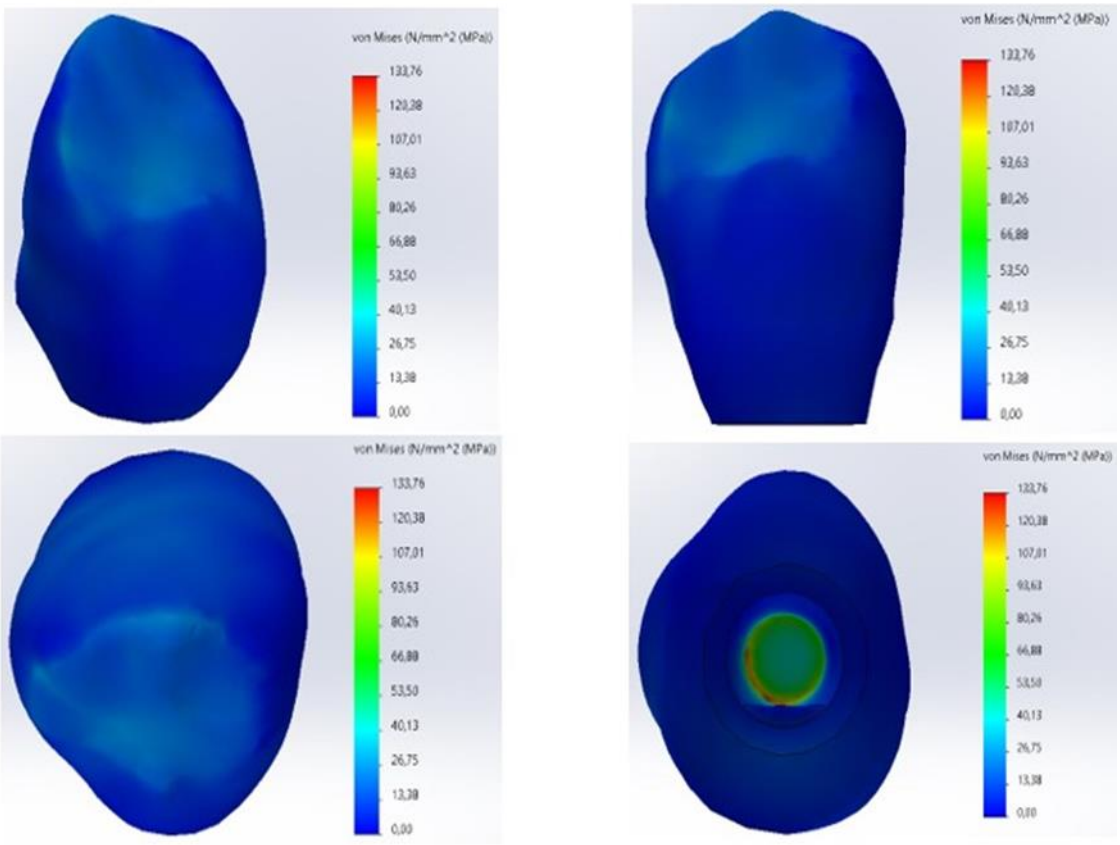
Şekil 4. 10: Dikey yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M4-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.10'da verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 122,56 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyine kıyasla daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür ve stres miktarı ortalama 61,28 MPa olarak ölçülmüştür. Abutmentin üst sınırına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



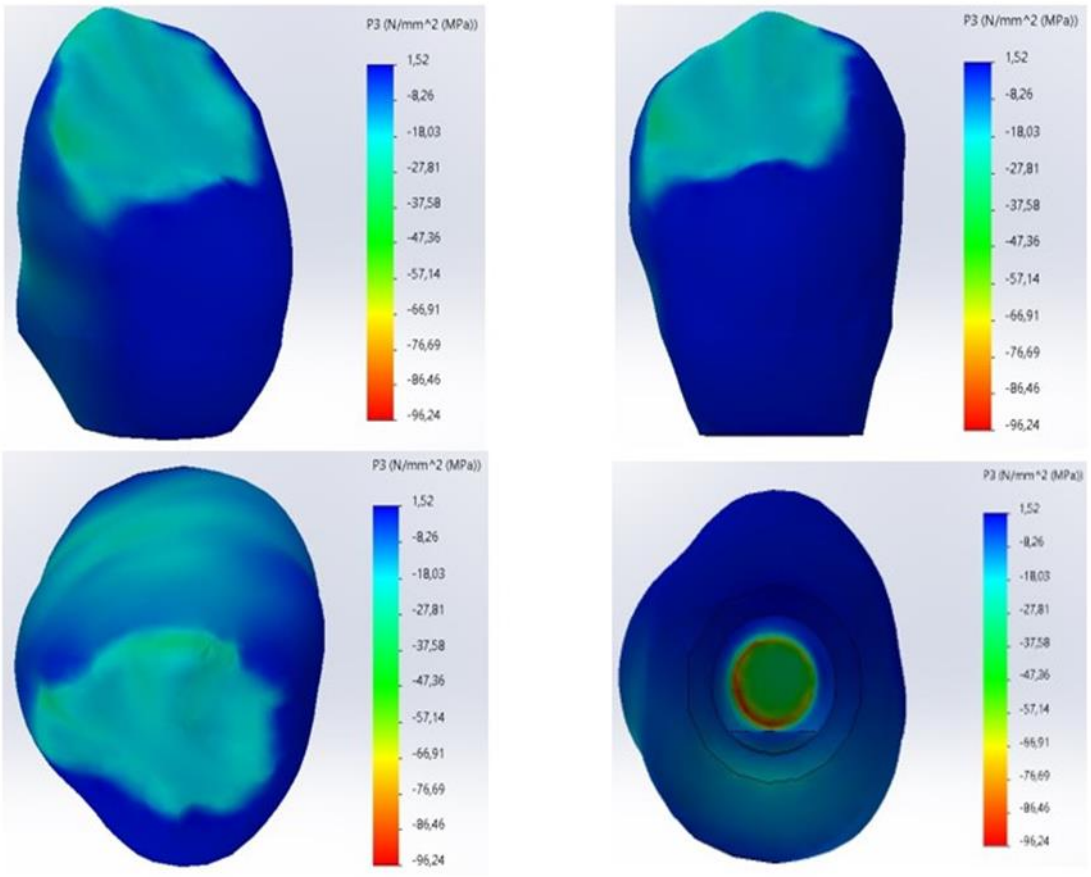
Şekil 4. 11: Dikey yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M4-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.11'de verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -113,50 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, restorasyonun iç yüzeyinde oluşan stres ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama -45,18 MPa olarak kaydedilmiştir. M4-S modelinde dikey yükleme altında oluşan Von Mises stres alanları ile benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 12: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

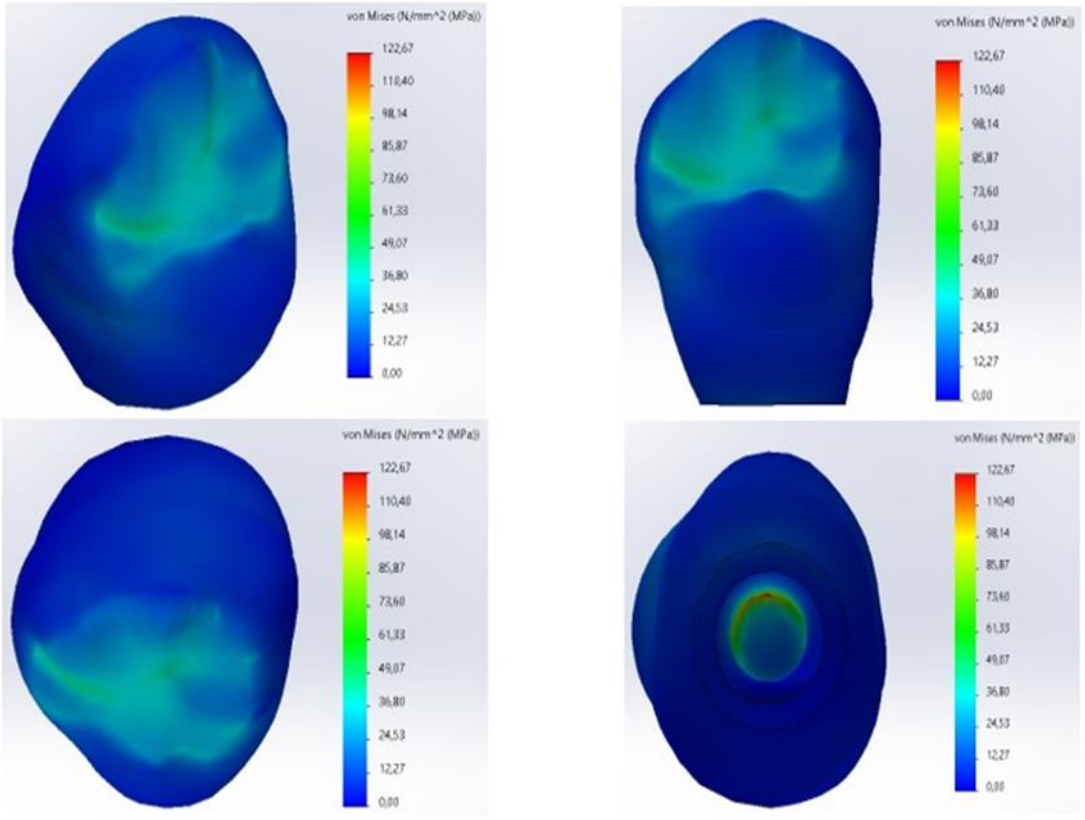
M4-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.12'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin, restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 133,76 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyinde oluşan stres değeri ile kıyaslandığında daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür ve bu alandaki stres miktarı ortalama 66,83 MPa olarak kaydedilmiştir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 13: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

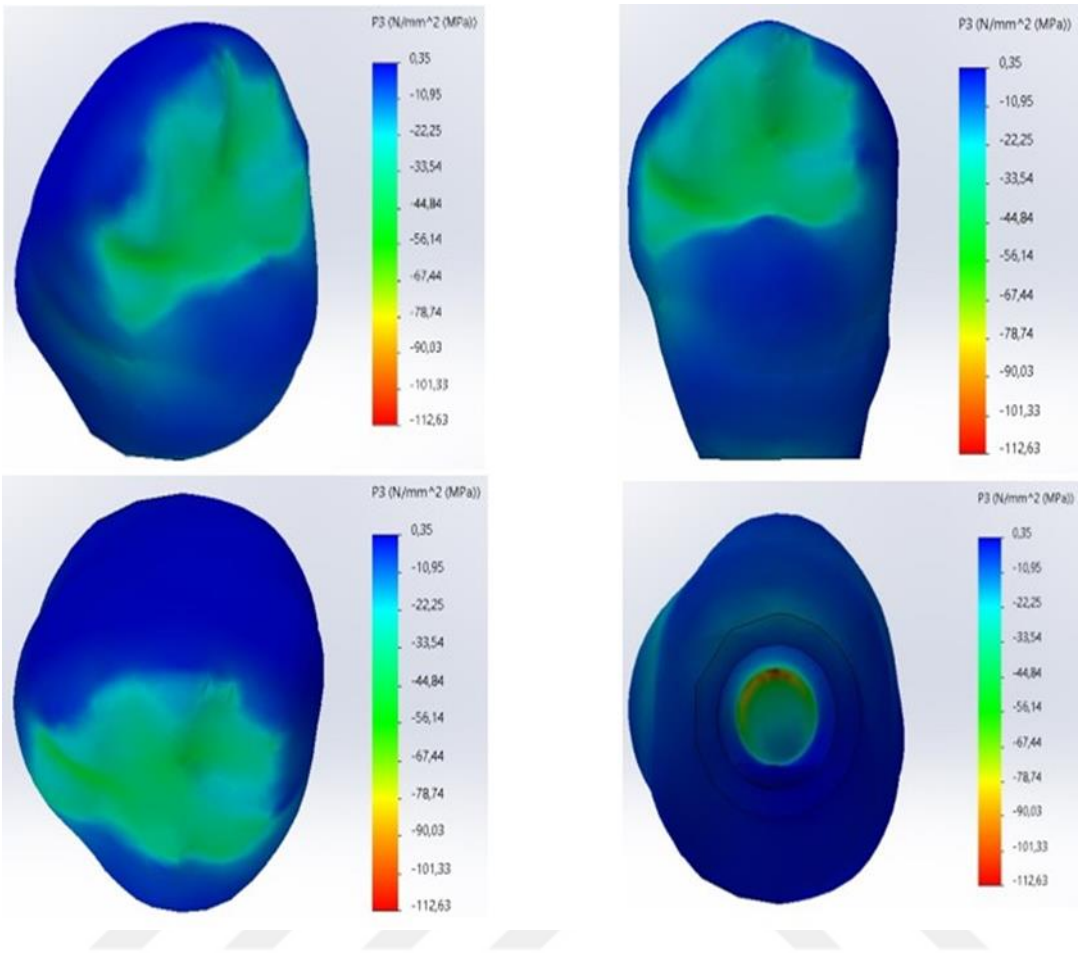
M4-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.13'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde, restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -96,24 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyine kıyasla daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Bu alandaki stres miktarı ortalama -37,58 MPa olarak kaydedilmiştir. Dikey kuvvet uygulanan analiz sonuçlarına benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.

4.1.4. M4-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



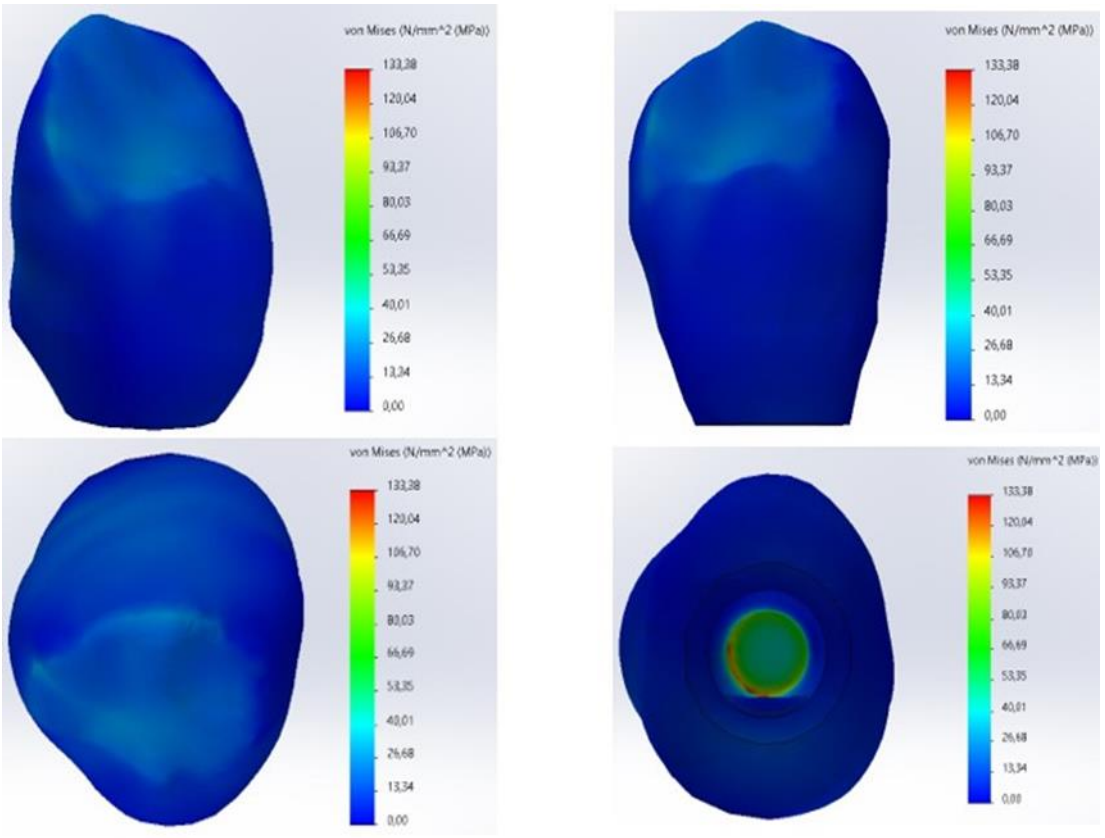
Şekil 4. 14: Dikey yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M4-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.14'te verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 122,67 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 61,33 MPa olarak tespit edilmiştir. M4-S modeline benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



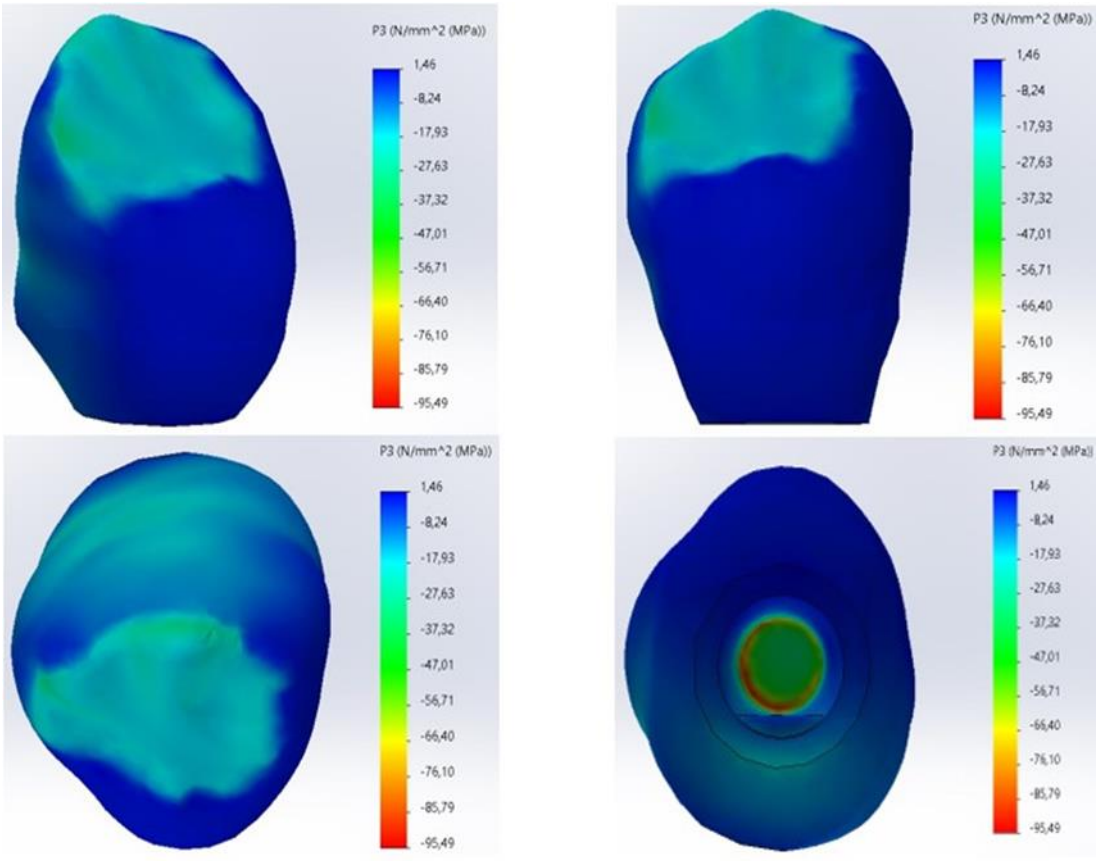
Şekil 4. 15: Dikey yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M4-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen sonuçlar Şekil 4.15'te verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -112,63 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama -44,84 MPa olarak kaydedilmiştir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde oldukça düşük değerlerde stres oluşmuştur. Stresin en yüksek değerine ulaştığı ve yoğunluğunun azaldığı bölgeler M4-S modeli ile büyük oranda benzerlik göstermektedir.



Şekil 4. 16: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M4-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.16'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 133,38 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, kuronun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen sınıra ait stres değeri ile karşılaştırıldığında daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 66,69 MPa olarak kaydedilmiştir. Stresin yoğunluğunun azaldığı bölgeler M4-S modeli ile benzer şekilde; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluşmuştur.

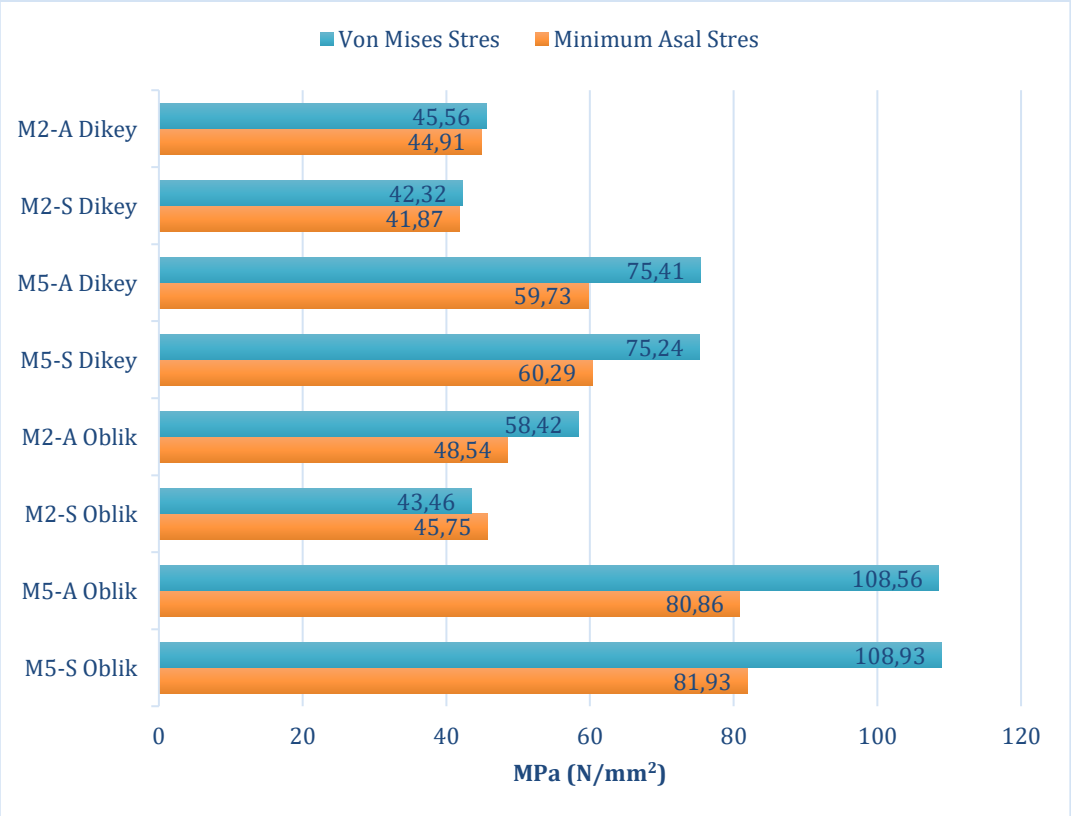


Şekil 4. 17: 45° oblik yönlü yükleme altında M4-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M4-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.17'de verilmiştir. Restorasyona ait analiz sonuçları incelendiğinde, kuronun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -95,49 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı palatinal yüzeyde, restorasyonun iç yüzeyine kıyasla daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir ve stres miktarı ortalama -37,32 MPa olarak kaydedilmiştir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluştuğu görüşmüştür.

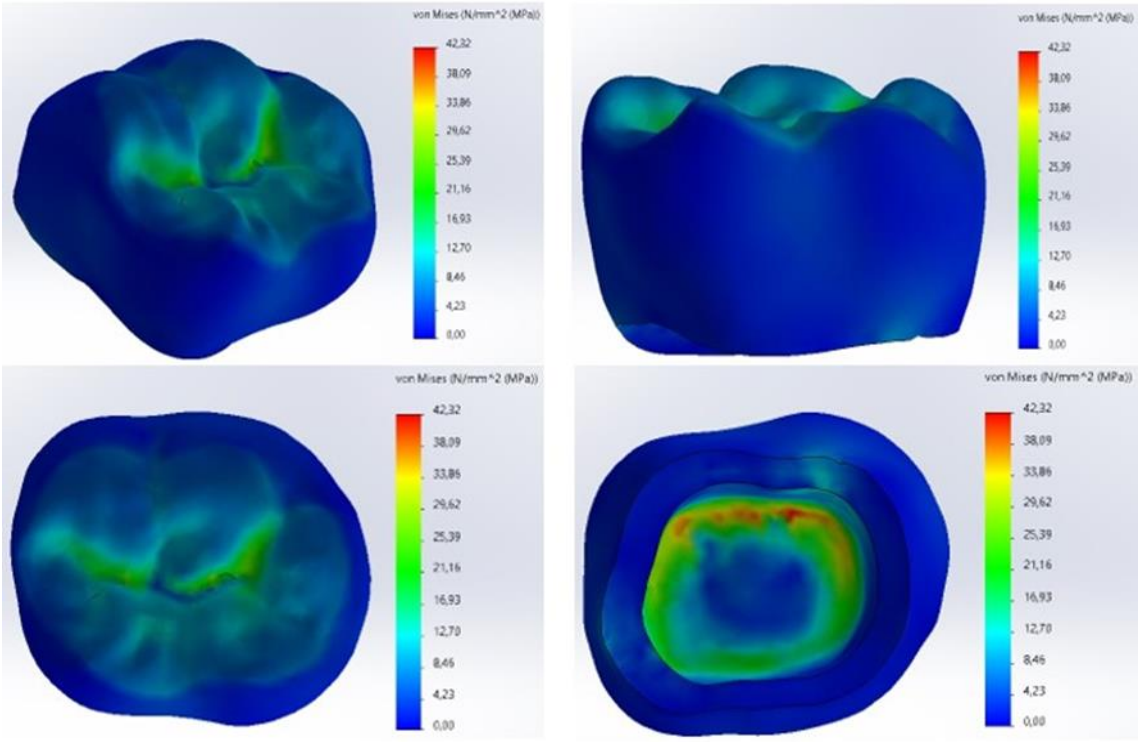
4.2. POSTERIOR TEK KURON MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda posterior tek kuronu temsil etmek üzere alt sağ birinci molar diş seçilmiştir. Diş destekli ve implant destekli olmak üzere iki farklı dayanağa sahip ayrı modelleri elde edilmiştir. Diş destekli alt sağ birinci molar full kuron modeli M2, implant destekli alt sağ birinci molar full kuron modeli M5 olarak isimlendirilmiştir. Her iki model üzerinde CAD/CAM formda ZLS için VITA Suprinity PC ve preslenmiş ingot formda ZLS için VITA Ambria tanımlanarak dört adet model elde edilmiştir. Elde edilen modeller M2-S, M2-A, M5-S ve M5-A olarak isimlendirilmiş ve analizleri yapılmıştır. Analizler dikey ve 45° oblik yönde 500 N'luk yüklemeler altında gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçlarında Von Mises stresleri ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir. Bu streslere ait analiz sonuçları renk skalaları ve şekillerle sunulmuştur. Renkli şekillerle ifade edilen analiz sonuçları yorumlanarak herbir modelin en yüksek stres miktarı ve bu streslerin yoğunlaşma bölgeleri ifade edilmiştir (Şekil 4.18).



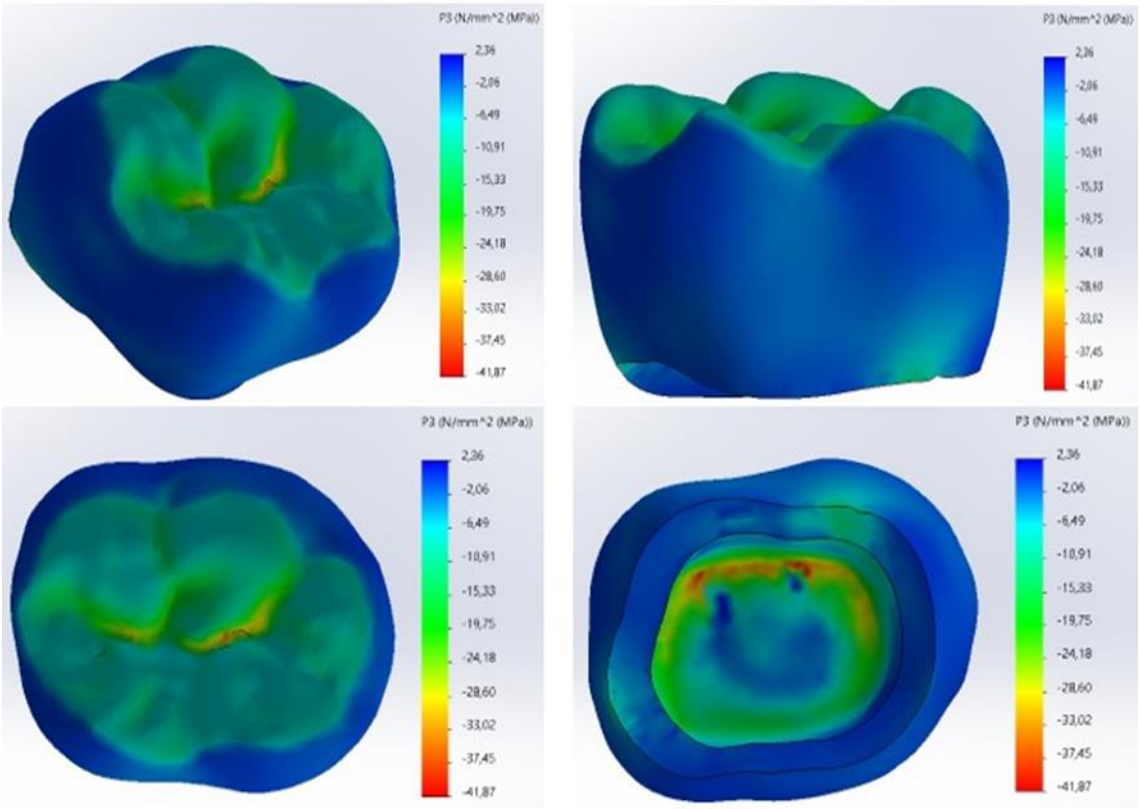
Şekil 4. 18: Dikey ve oblik yükleme altında M2 ve M5 modellerine ait en yüksek Von Mises ve Minimum Asal Stres değerleri

4.2.1. M2-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



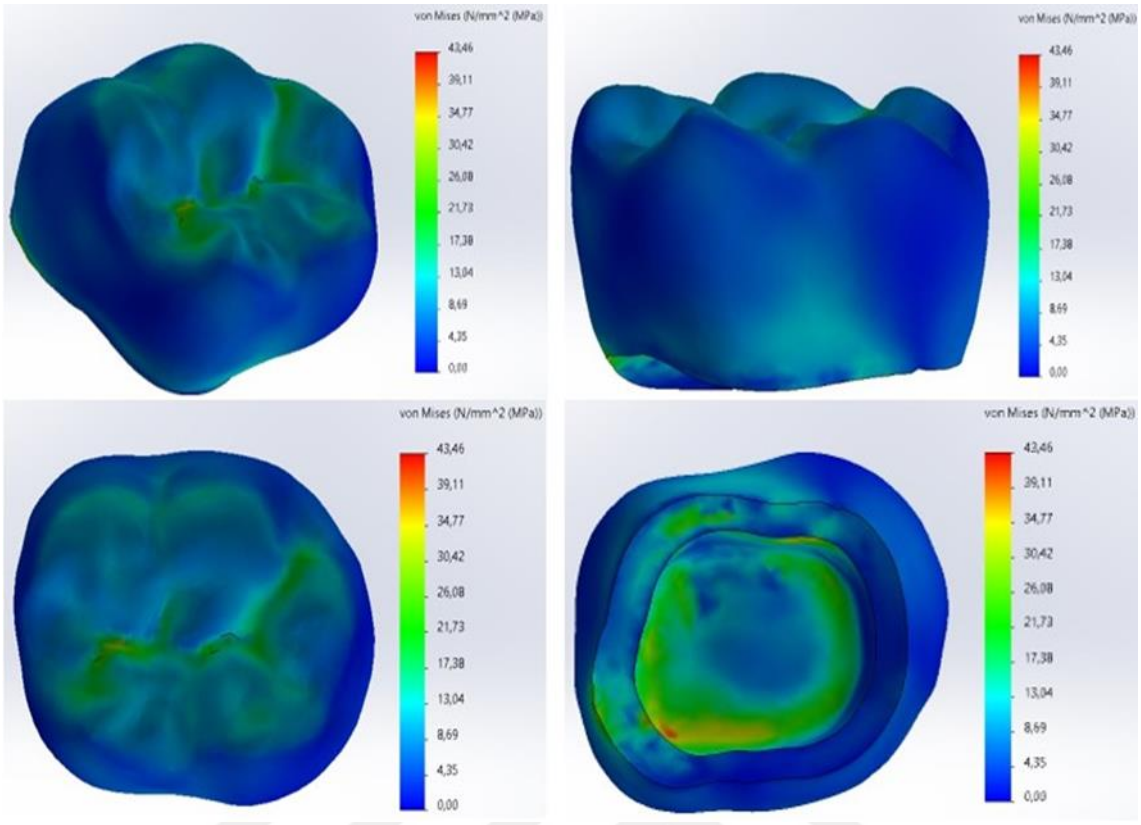
Şekil 4. 19: Dikey yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M2-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.19'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin lingual cusp tepelerine karşılık gelen noktalarda 42,32 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, yüklemenin uygulandığı alan boyunca tespit edilen stres miktarı ortalama 16,93 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri 25,39 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Okluzal yüzeyde stresin yoğunlaştığı alanın, karşıt dişin fonksiyonel tüberküllerine karşılık gelen bölgede olduğu görülmektedir. Restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalar, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey ve santral fossa dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



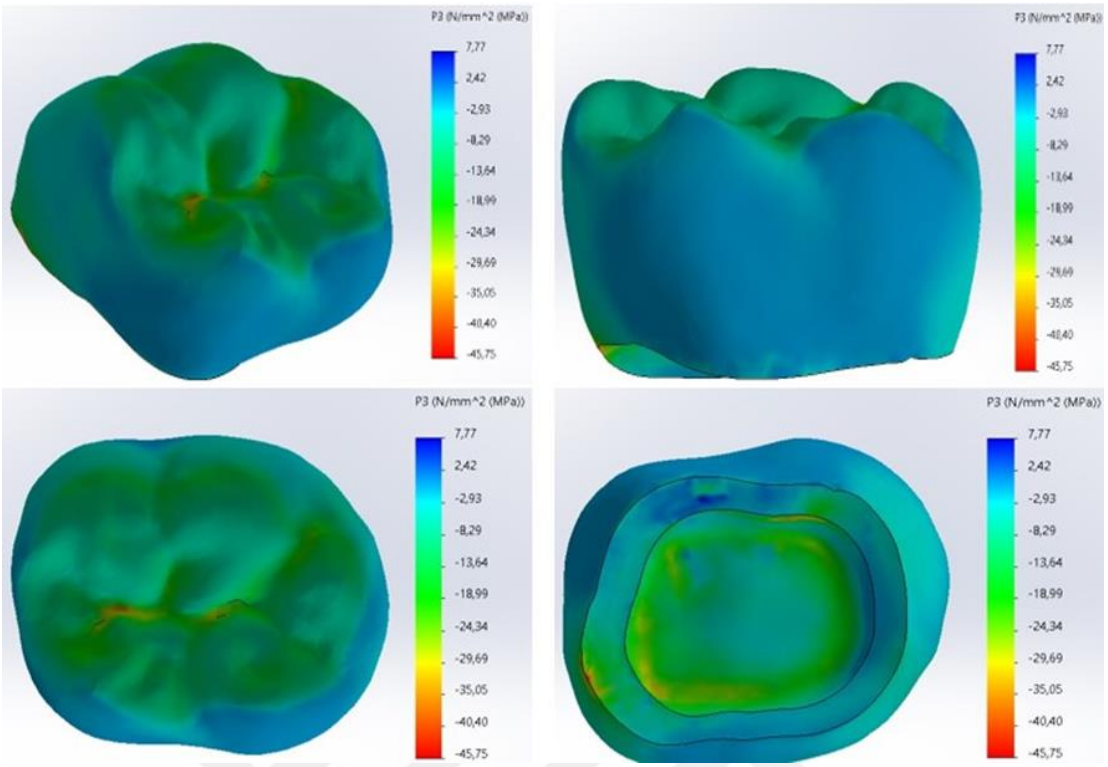
Şekil 4. 20: Dikey yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M2-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.20'de verilmiştir. Restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalarda -41,87 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen minimum asal stres miktarı ortalama -19,75 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri -28,60 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktaları, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzeyi ve santral fossa dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 21: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

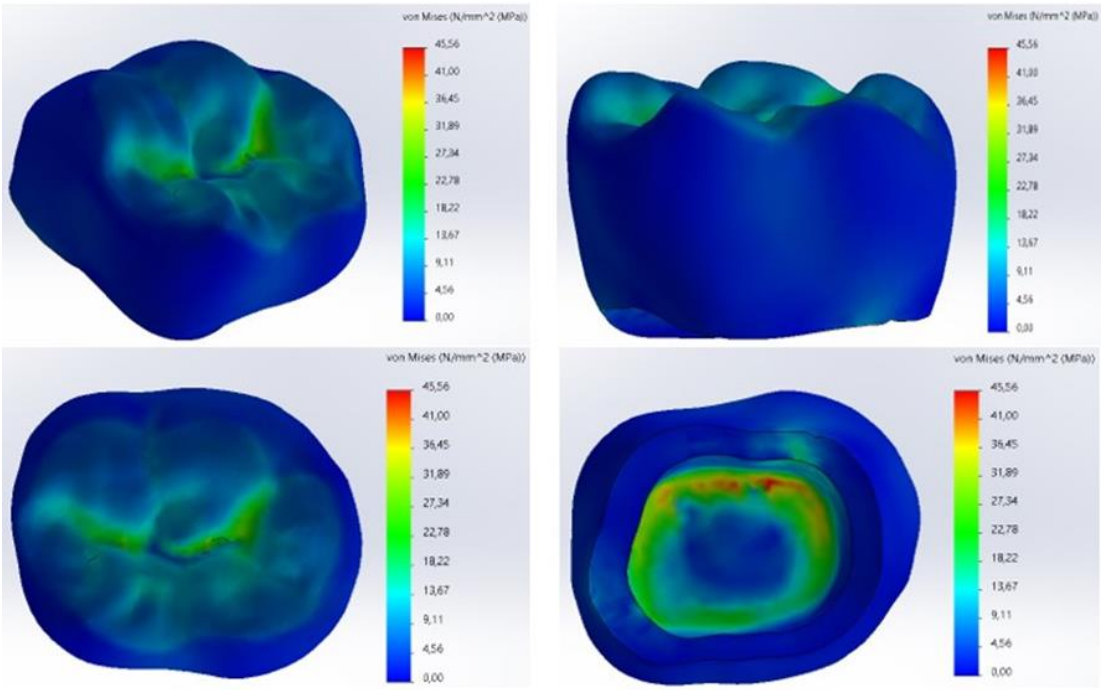
M2-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.21'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 43,46 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde mesio-bukkal tüberkül tepesinde daha yoğun olmak üzere sırasıyla bukkal tüberkül tepeleri, mesial ve distal marjinal sırtlar, lingual tüberkül tepelerinde azalarak devam eden stres alanları bulunmaktadır. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama 17,38 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri 26,08 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Prepare edilmiş dişin bukkal tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalar, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey ve santral fossa dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 22: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

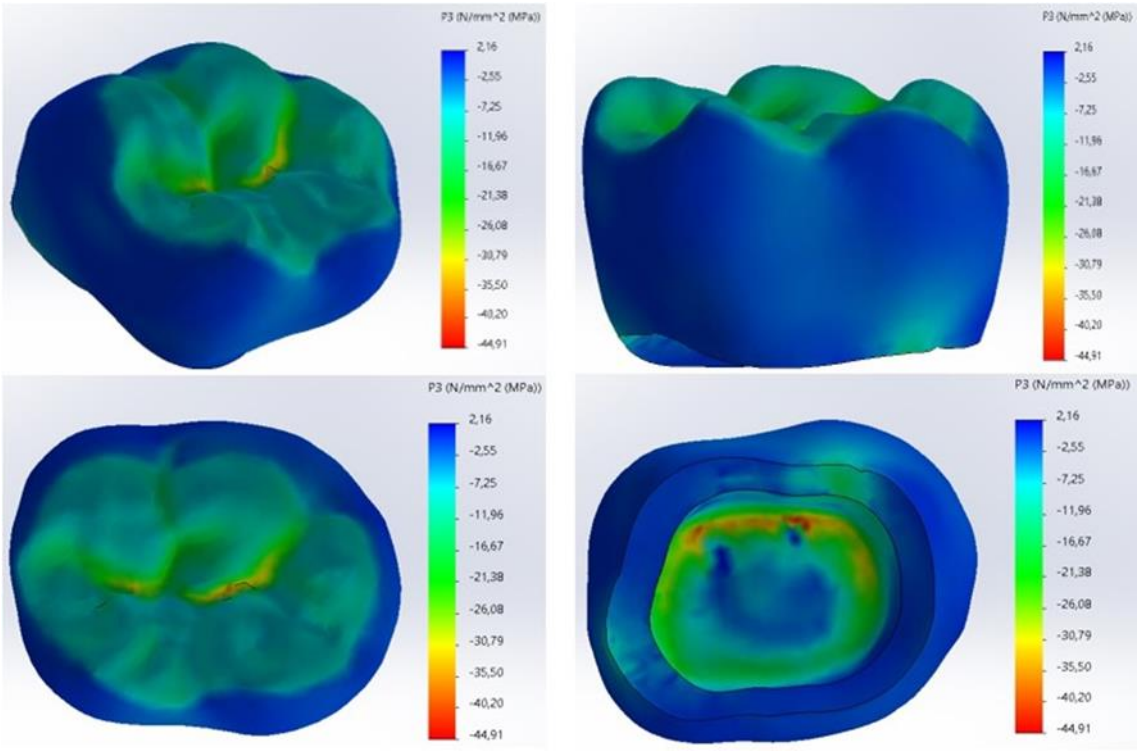
M2-S modeline 45° oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.22'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde restorasyonun iç yüzeyinde kesilmiş dişin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktalarda -45.75 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama -18.99 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri -29,69 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalarında yaklaşık -24.34 MPa değerine karşılık gelen stres alanları oluşurken bu bölgedeki en yoğun stresin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktada olduğu görülmüştür. Kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey, santral fossa ve tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalar daha yüksek stres değerlerine sahipken; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde -2.93 MPa stres oluştuğu ve bu değerin toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük miktarda olduğu görülmüştür.

4.2.2. M2-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



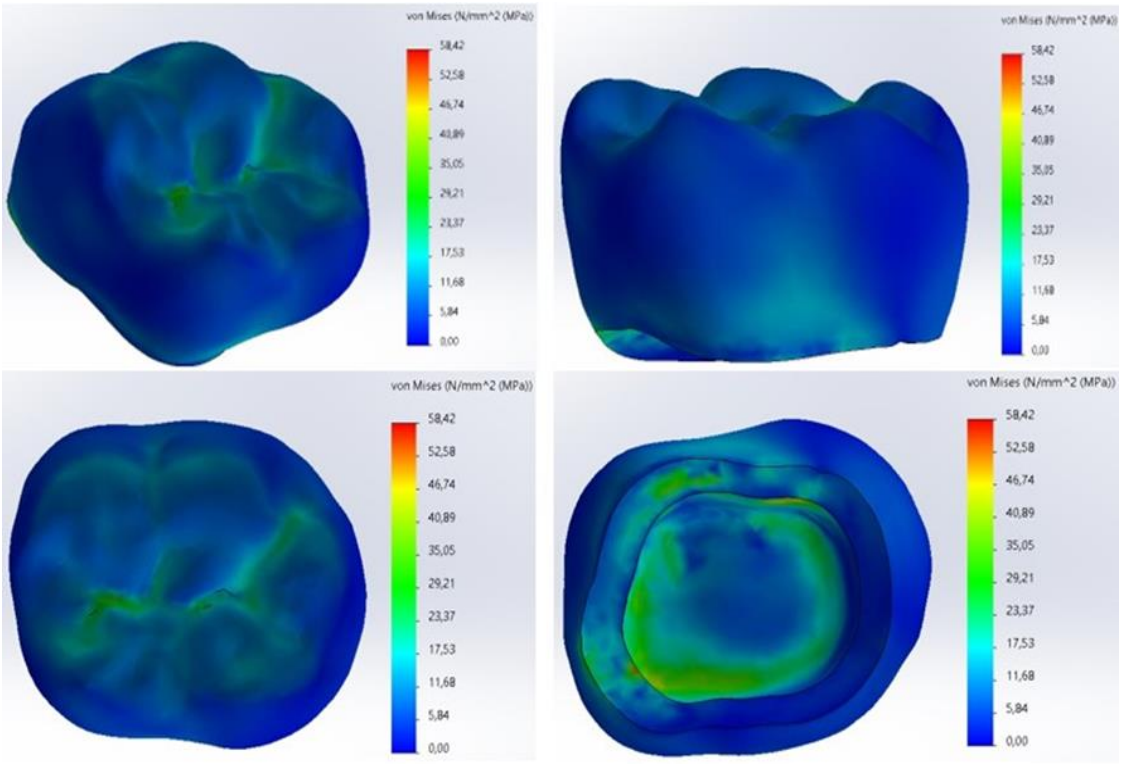
Şekil 4. 23: Dikey yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M2-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.23'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalarda 45,56 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde bukkal tüberkül tepelerine, mesial ve distal marjinal kenarlara karşılık gelen bölgelerde lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalara kıyasla daha az miktarda stres alanları oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama 18,22 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri 27,34 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Restorasyonun prepare edilmiş dişin tüberkül tepelerine, mesial ve distal marjinal kenarlarına karşılık gelen noktaları, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzeyi ve santral fossası dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



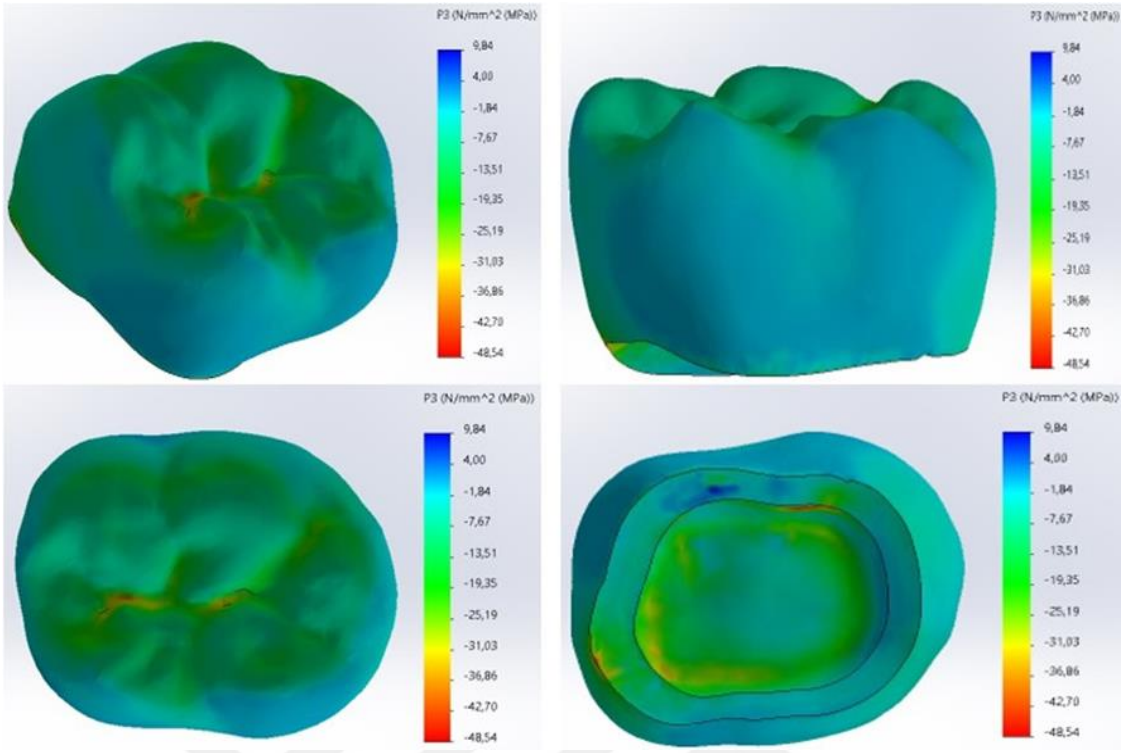
Şekil 4. 24: Dikey yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M2-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.24'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalarda -44.91 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde bukkal tüberkül tepelerine, mesial ve distal marjinal kenarlara karşılık gelen bölgelerde lingual tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalara kıyasla daha az miktarda stres alanları oluştuğu görülmüştür. Bu yüzeylerde oluşan stresin değeri 16.67 MPa'dır. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama 11.96 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri 30.79 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Restorasyonun prepare edilmiş dişin tüberkül tepelerine, mesial ve distal marjinal kenarlarına karşılık gelen noktaları, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzeyi ve santral fossa dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 25: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

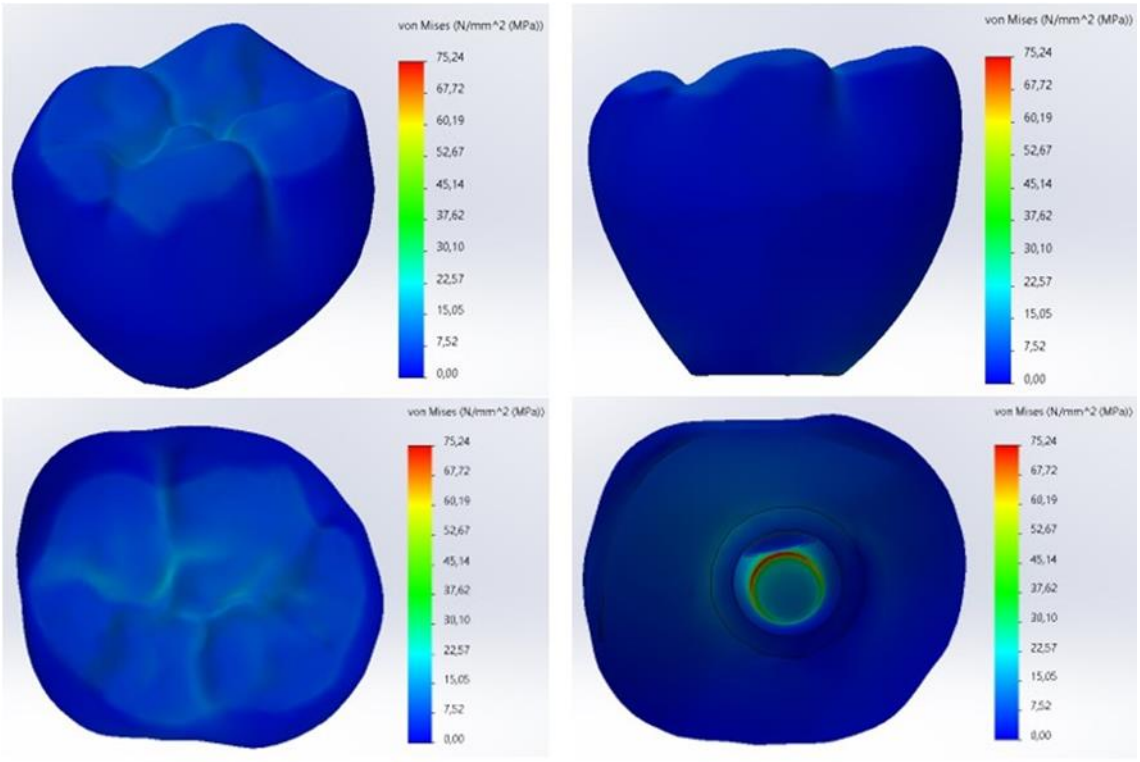
M2-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.25'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktada 46.74 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde mesio-bukkal tüberkül tepesinde daha yoğun olmak üzere sırasıyla bukkal tüberkül tepeleri, mesial ve distal marjinal sırtlar, lingual tüberkül tepelerinde azalarak devam eden stres alanları bulunmaktadır. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama 17.53 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri 29,21 MPa değerine sahip olmaktadır. Restorasyonun prepare edilmiş dişin tüberkül tepelerine karşılık gelen noktaları, kuvvetin uygulandığı okluzal yüzeyi ve santral fossası dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 26: 45° oblik yönlü yükleme altında M2-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

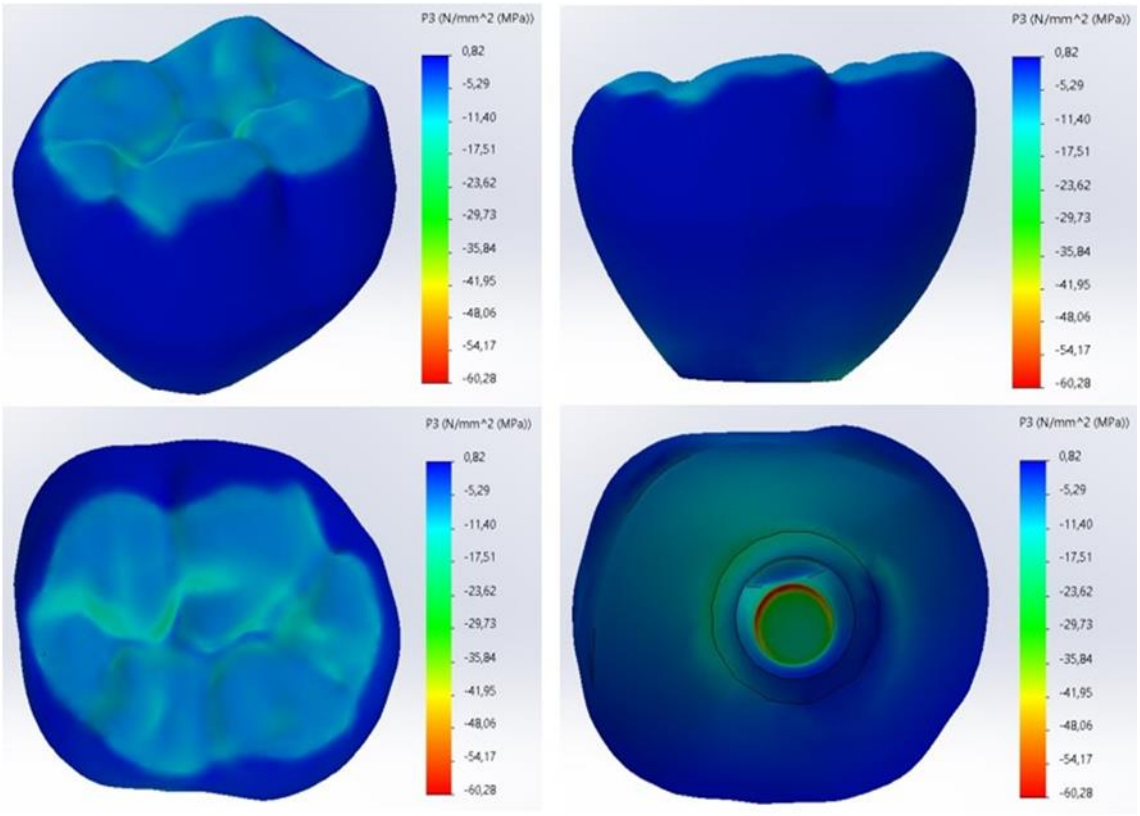
M2-A modeline 45° oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.26'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde restorasyonun iç bölgesinde prepare edilmiş dişin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktada -48.54 MPa değerinde minimum asal stres olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde tespit edilen stres miktarı ortalama -19.35 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres, santral fossada yoğunlaşmakta ve -7.67 MPa'dan -48.54 MPa'a kadar değişen değerler almaktadır. Restorasyonun iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalarında yaklaşık -25.19 MPa değerine karşılık gelen stres alanları oluşurken bu bölgedeki en yoğun stresin mesio-bukkal tüberkül tepesine karşılık gelen noktada olduğu görülmüştür. Kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey, santral fossa ve tüberkül tepelerine karşılık gelen noktalar daha yüksek stres değerlerine sahipken; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey, lingual yüzey ve kole bölgesinde -1.84 MPa stres oluştuğu ve bu değerin toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük seviyede olduğu görülmüştür.

4.2.3. M5-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



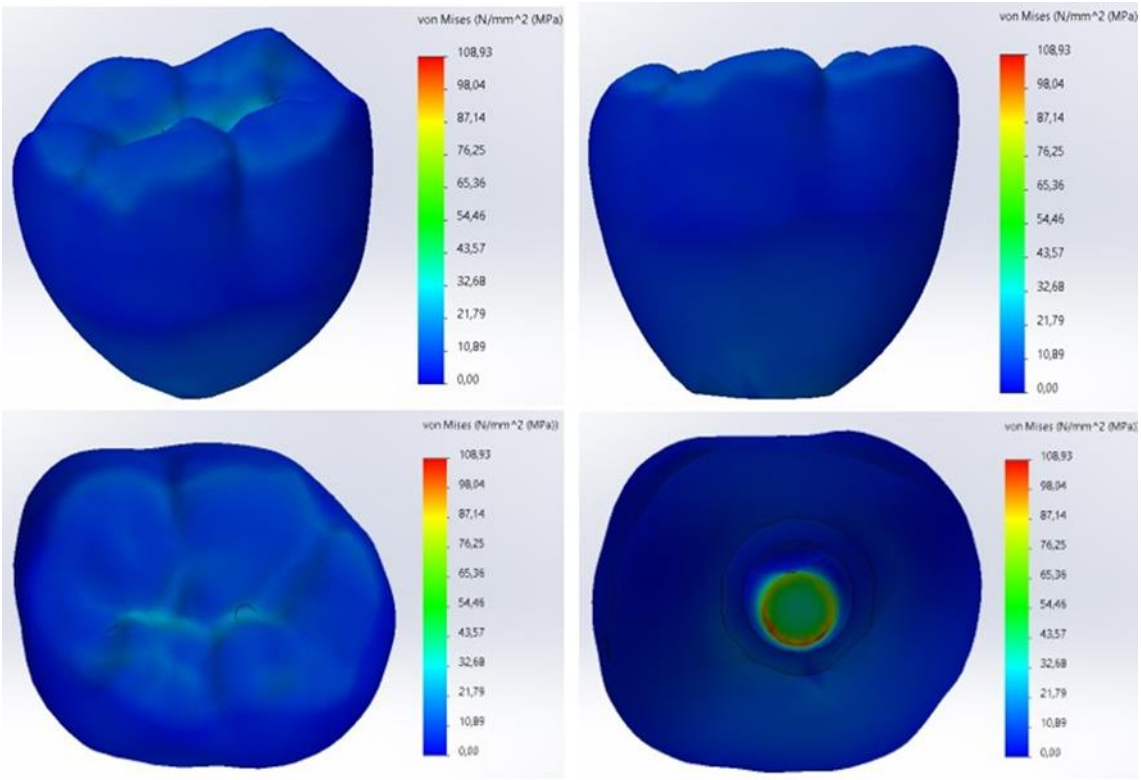
Şekil 4. 27: Dikey yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M5-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.27'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç bölgesinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanın lingualinde 75.24 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, iç yüzey ile kıyaslandığında daha az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 22.57 MPa olarak kaydedilmiştir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



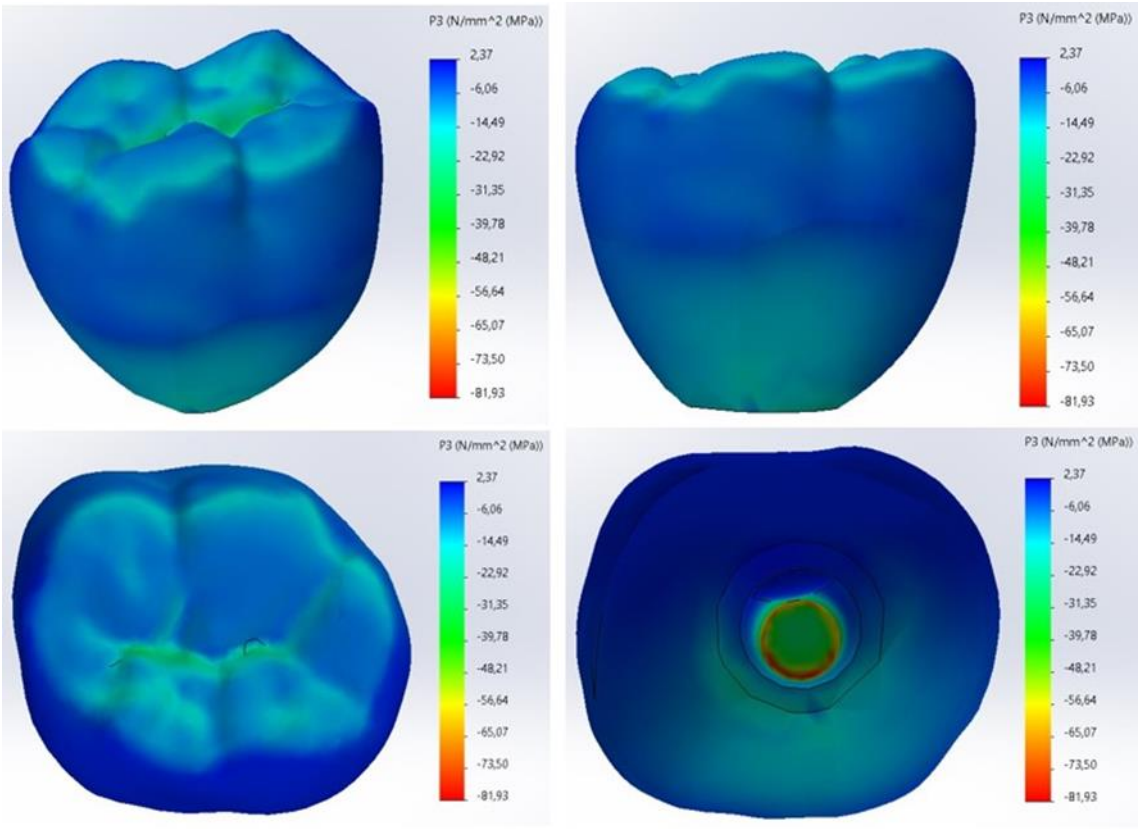
Şekil 4. 28: Dikey yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M5-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.28'de verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanın lingualinde -60.28 MPa değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde restorasyonun iç yüzeyi ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama -17.51 MPa olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeyde stres santral fossa boyunca yoğunlaşmaktadır. Abutmentin üst sınırına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde ve vestibül yüzeyinde düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 29: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

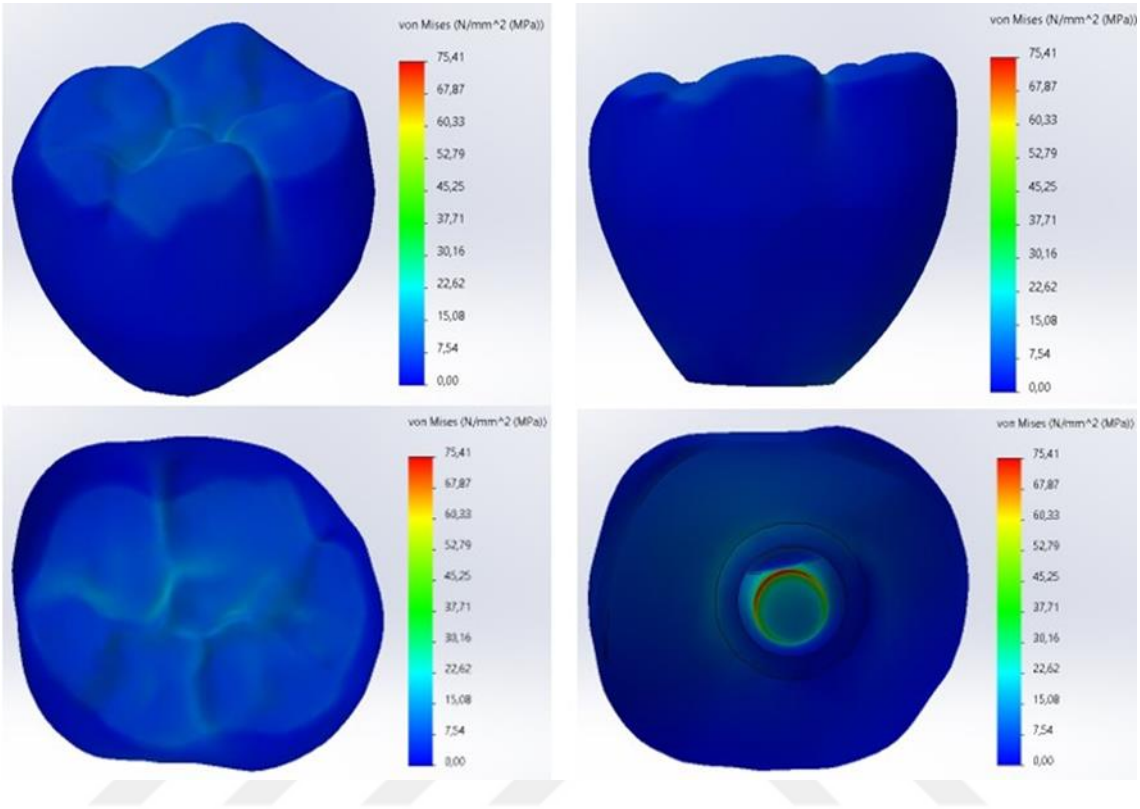
M5-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.29'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 108.93 MPa olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, abutmentin tepe noktasına karşılık gelen sınıra ait stres değeri ile kıyaslandığında oldukça az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 43.57 MPa olarak kaydedilmiştir. Abutmentin üst sınırına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 30: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

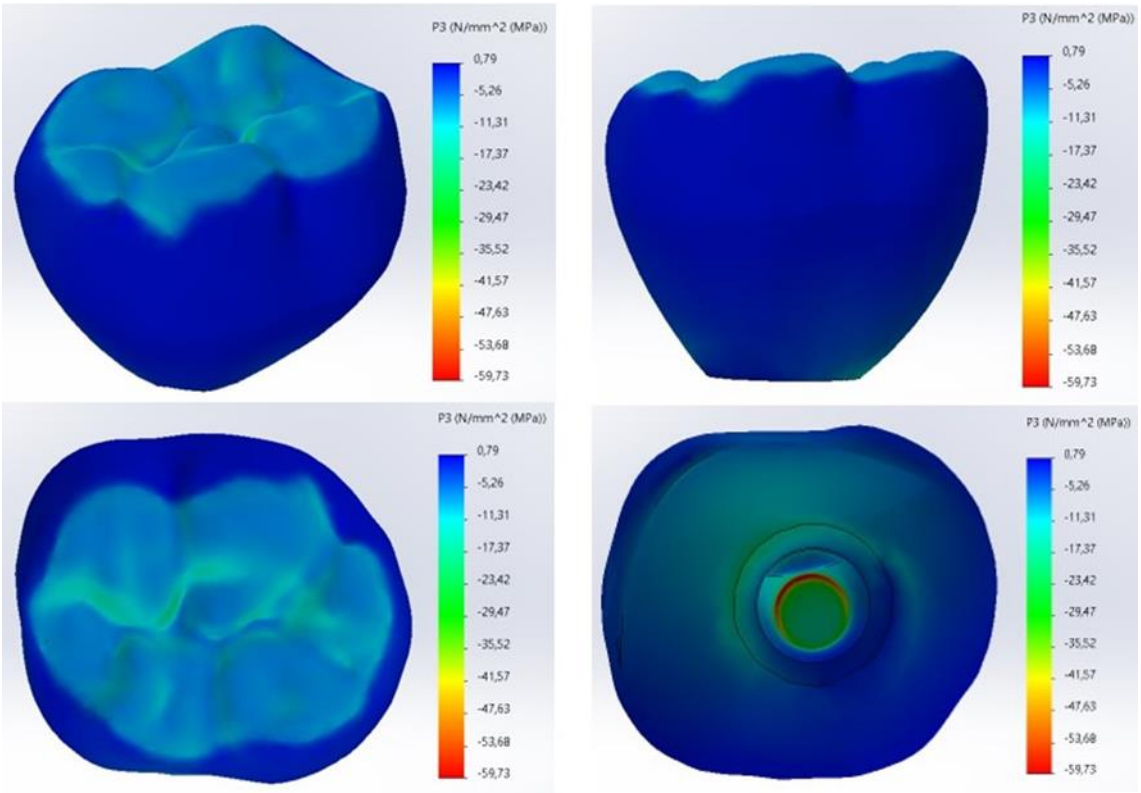
M5-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.30'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde, restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -81.93 MPa (N/mm^2) değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, iç yüzey ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Bu alandaki stres miktarı ortalama -22.92 MPa (N/mm^2) olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeyde oluşan stres santral fossada yoğunlaşmakta ve değeri -48.21 MPa'a kadar ulaşmaktadır. Kole bölgesinde ise stresin bukkal yüzeyde yoğunlaştığı görülmektedir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde ve vestibül yüzeyinde en yüksek stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.

4.2.4. M5-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



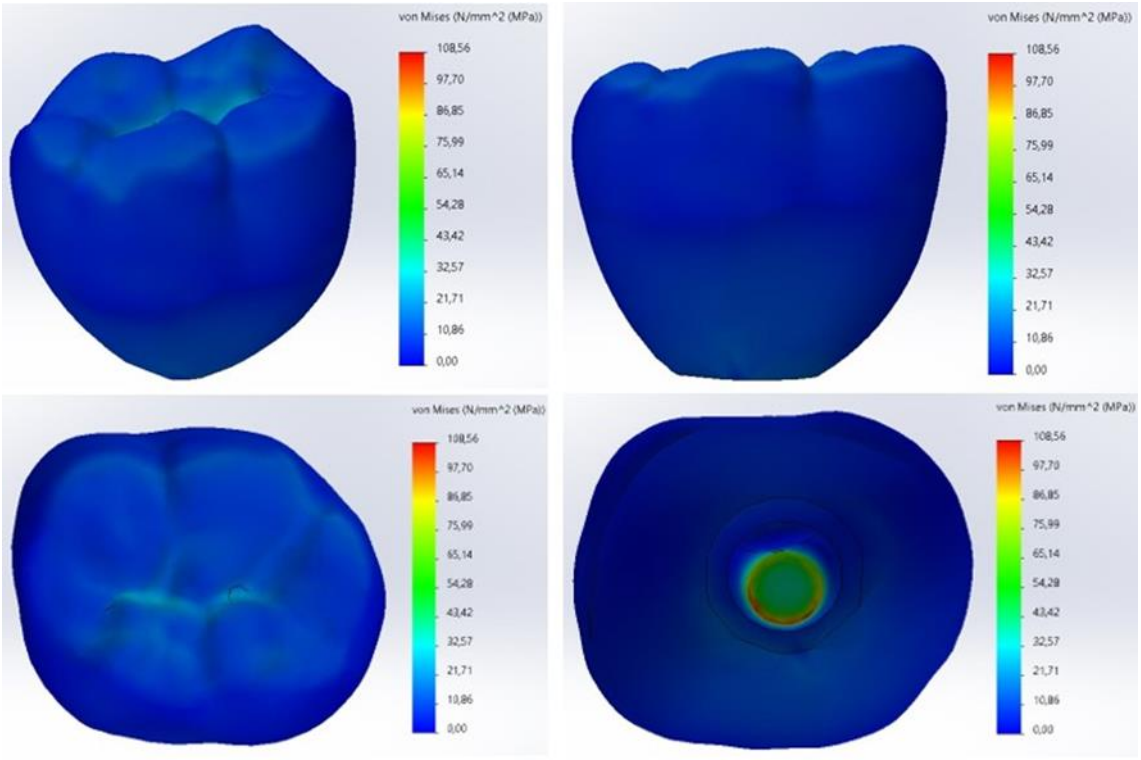
Şekil 4. 31: Dikey yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M5-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.31'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 75.41 MPa (N/mm^2) olduğu tespit edilmiştir. Okluzal yüzeyde, yüklemenin uygulandığı alan boyunca iç bölge ile kıyaslandığında stres yoğunluğunun daha az olduğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 22.62 MPa (N/mm^2) olarak tespit edilmiştir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibul yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görülmüştür.



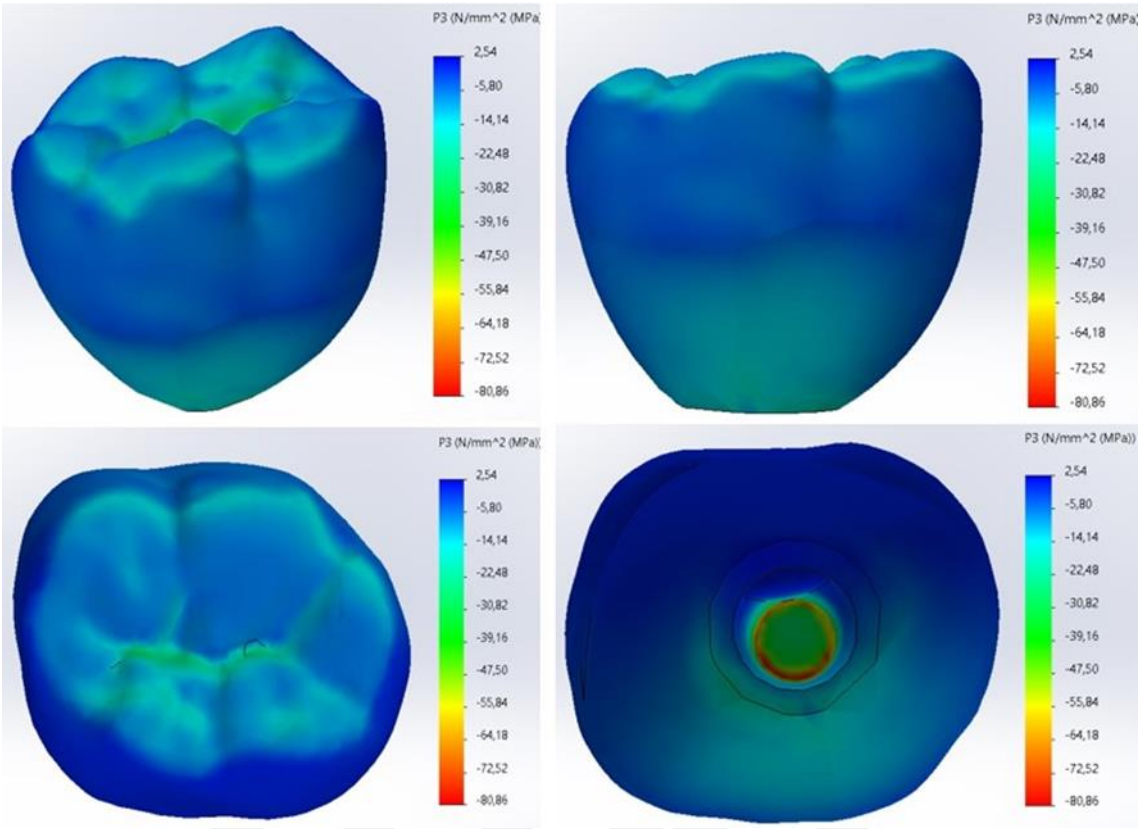
Şekil 4. 32: Dikey yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M5-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.32'de verilmiştir. Restorasyonun iç yüzeyi incelendiğinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -59.73 MPa (N/mm^2) değerinde minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, restorasyonun iç bölgesi ile kıyaslandığında daha az oranda minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stress miktarı ortalama -17.37 MPa (N/mm^2) olarak kaydedilmiştir. Kole bölgesinde ise stresin lingual yüzeyde yoğunlaştığı görülmektedir. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde ve vestibül yüzeyinde oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.



Şekil 4. 33: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M5-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.32'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda 108.56 MPa (N/mm^2) olduğu tespit edilmiştir. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, iç bölgede abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alana ait stres değeri ile kıyaslandığında oldukça az oranda stres oluştuğu görülmüştür. Bu alandaki stres miktarı ortalama 32.57 MPa (N/mm^2) olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeydeki stres santral fossada yoğunlaşmaktadır. Abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal yüzey dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibül yüzey ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluşmuştur.

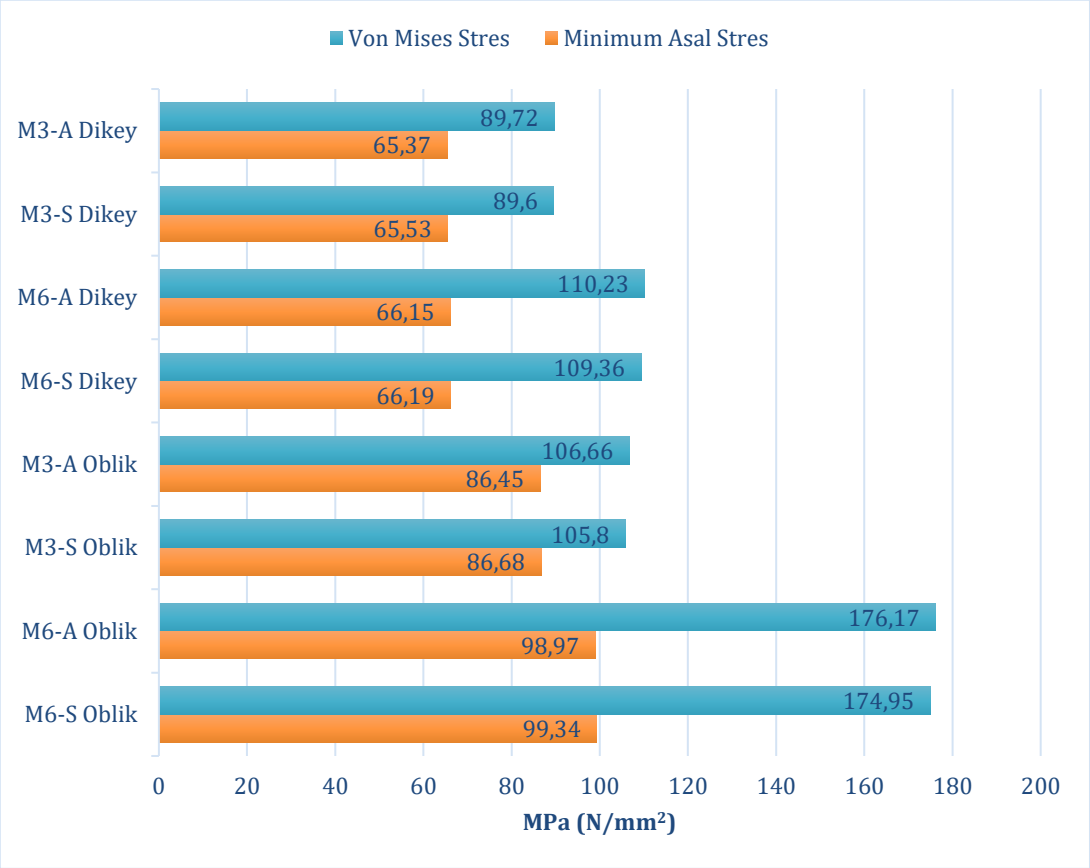


Şekil 4. 34: 45° oblik yönlü yükleme altında M5-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M5-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.34'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde, restorasyonun iç bölgesinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda -80.86 MPa (N/mm^2) değerinde minimum asal stres oluştuğu görülmüştür. Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyde, restorasyonun iç bölgesine kıyasla daha az oranda minimum asal stres oluştuğu tespit edilmiştir. Bu alandaki stress miktarı ortalama -22.48 MPa (N/mm^2) olarak kaydedilmiştir. Okluzal yüzeyde stresin yoğunlaştığı alan santral fossadır. Tüm bu alanların yanında kole bölgesinin bukkallinde de stres oluştuğu görülmektedir. Abutmentin üst sınırına karşılık gelen alan ve kuvvetin uygulandığı okluzal bölge dışında; restorasyonun iç yüzeyinde, vestibul ve lingual yüzeyinde en yüksek stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres alanları oluştuğu görüşmüştür.

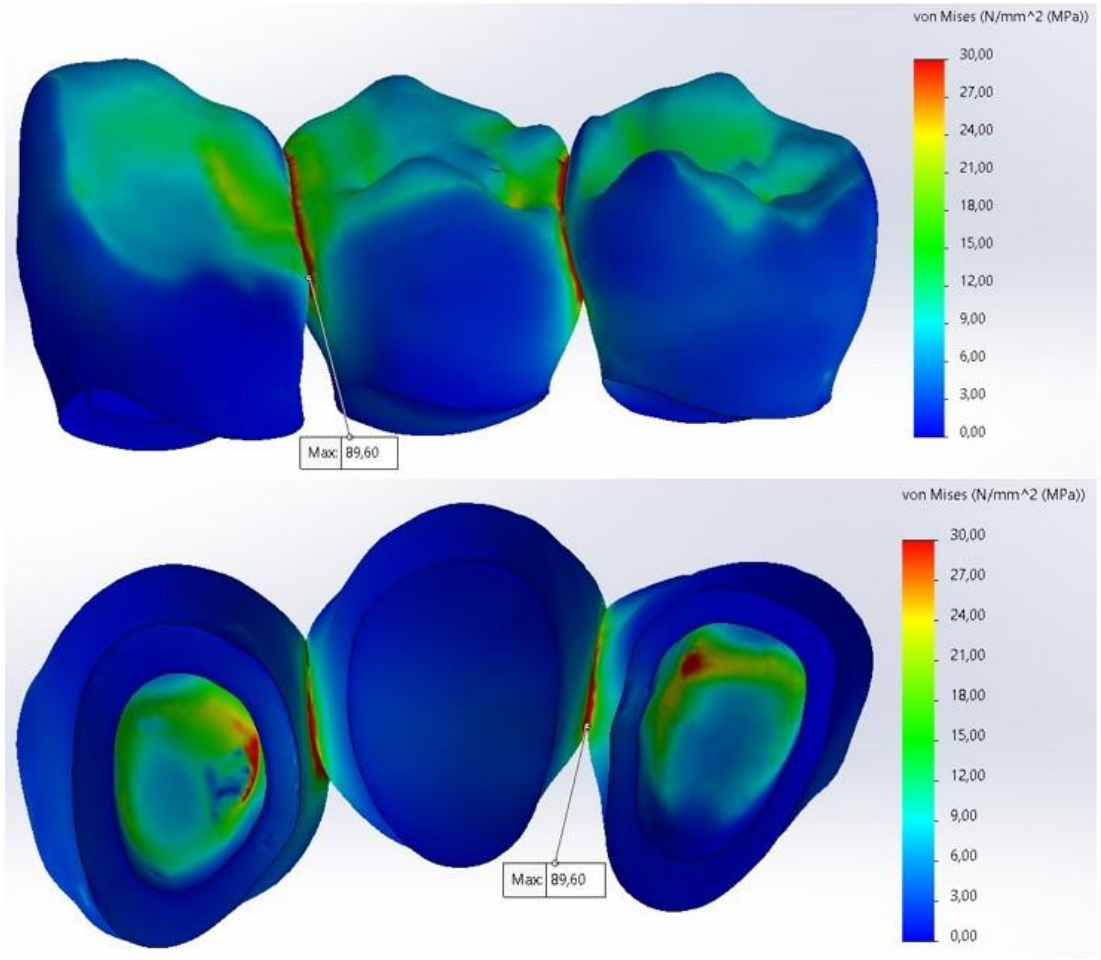
4.3. 3 ÜYELİ KÖPRÜ PROTEZ MODELLERİNE AİT ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda 3 üye köprü protezini temsil etmek üzere alt sağ birinci premolar diş eksikliğinde dayanak olarak kullanılan mandibular kanin ve mandibular ikinci premolar dişler ile elde edilen köprü protezi seçilmiştir. Bu restorasyon için diş destekli ve implant destekli olmak üzere iki ayrı dayanağa sahip ayrı modeller elde edilmiştir. Diş destekli köprü protez modeli M3, implant destekli köprü protez modeli M6 olarak isimlendirilmiştir. Her iki model üzerinde VITA Suprinity PC (CAD/CAM formda ZLS) ve VITA Ambria (preslenmiş ingot formda ZLS) tanımlanarak elde edilen kuronlar M3-S, M3-A, M6-S ve M6-A olarak isimlendirilmiş ve analizleri yapılmıştır. Analizler dikey ve 45° oblik yönde 500 N'luk yüklemeler altında gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçlarında Von Mises stresleri ve minimum asal stresler değerlendirilmiş ve sonuçlar renkli şekillerle sunulmuştur (Şekil 4.35).



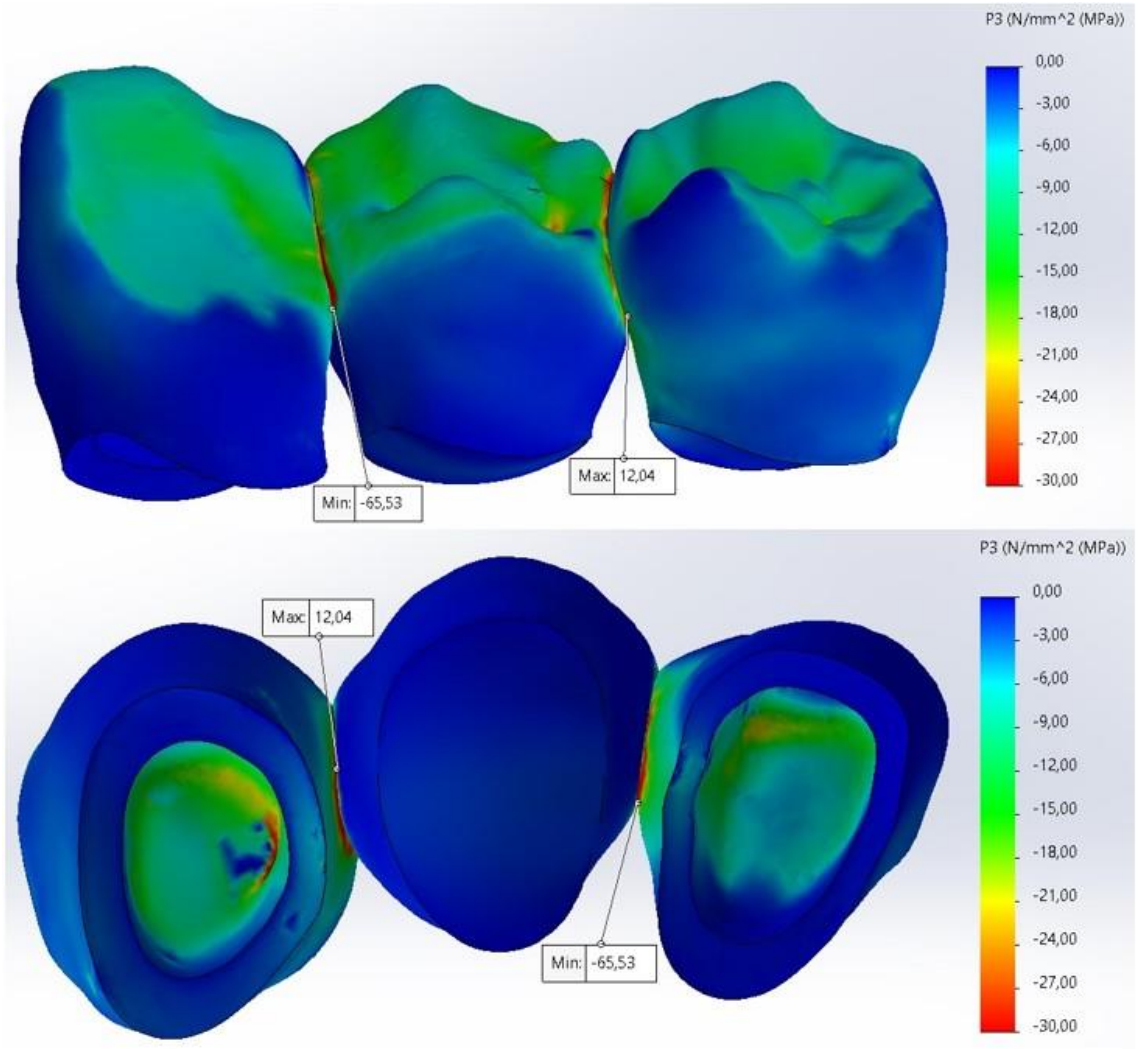
Şekil 4. 35: Dikey ve oblik yükleme altında M3 ve M6 modellerine ait en yüksek Von Mises ve Minimum Asal Stres değerleri

4.3.1. M3-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



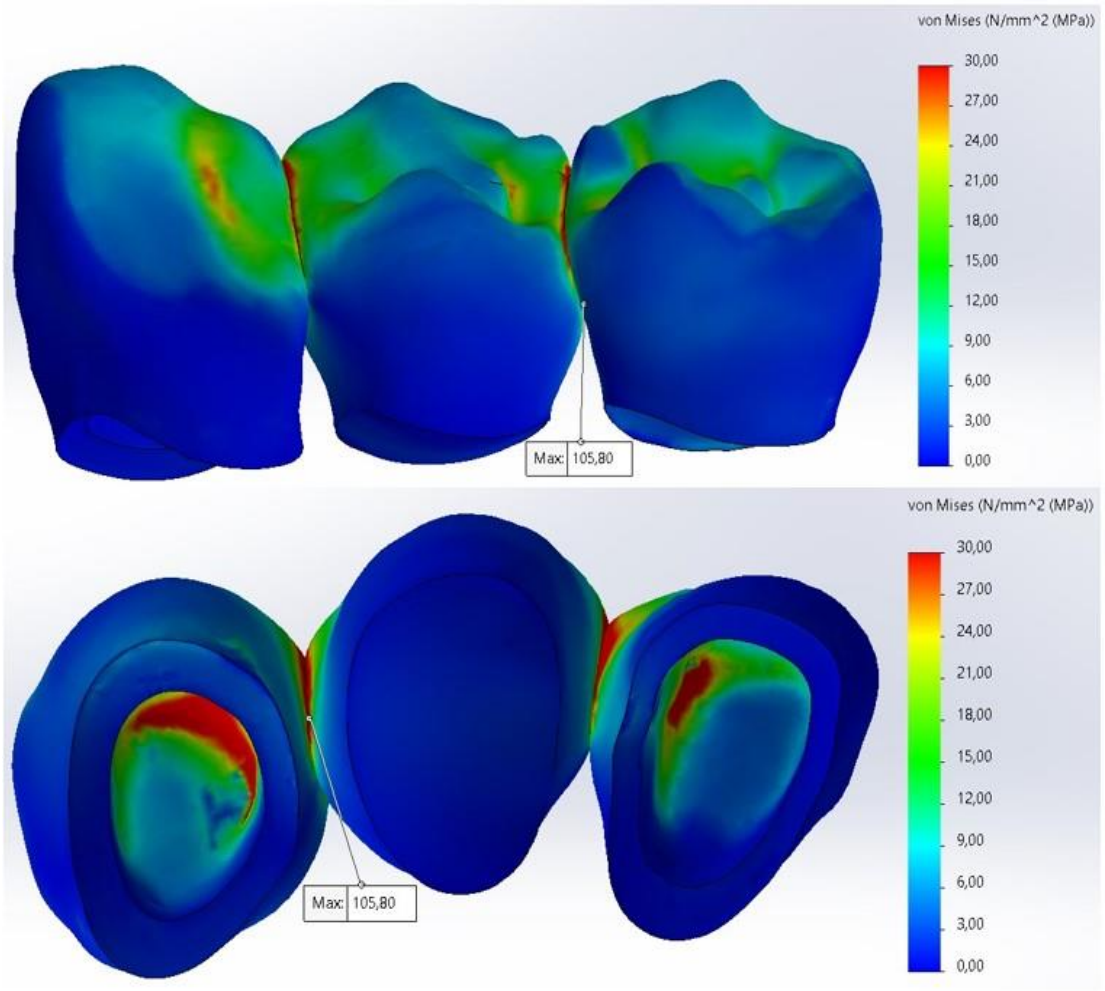
Şekil 4. 36: Dikey yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M3-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.36'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 89.60 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektörlere yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenarda ve ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenarda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının toplam en yüksek stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



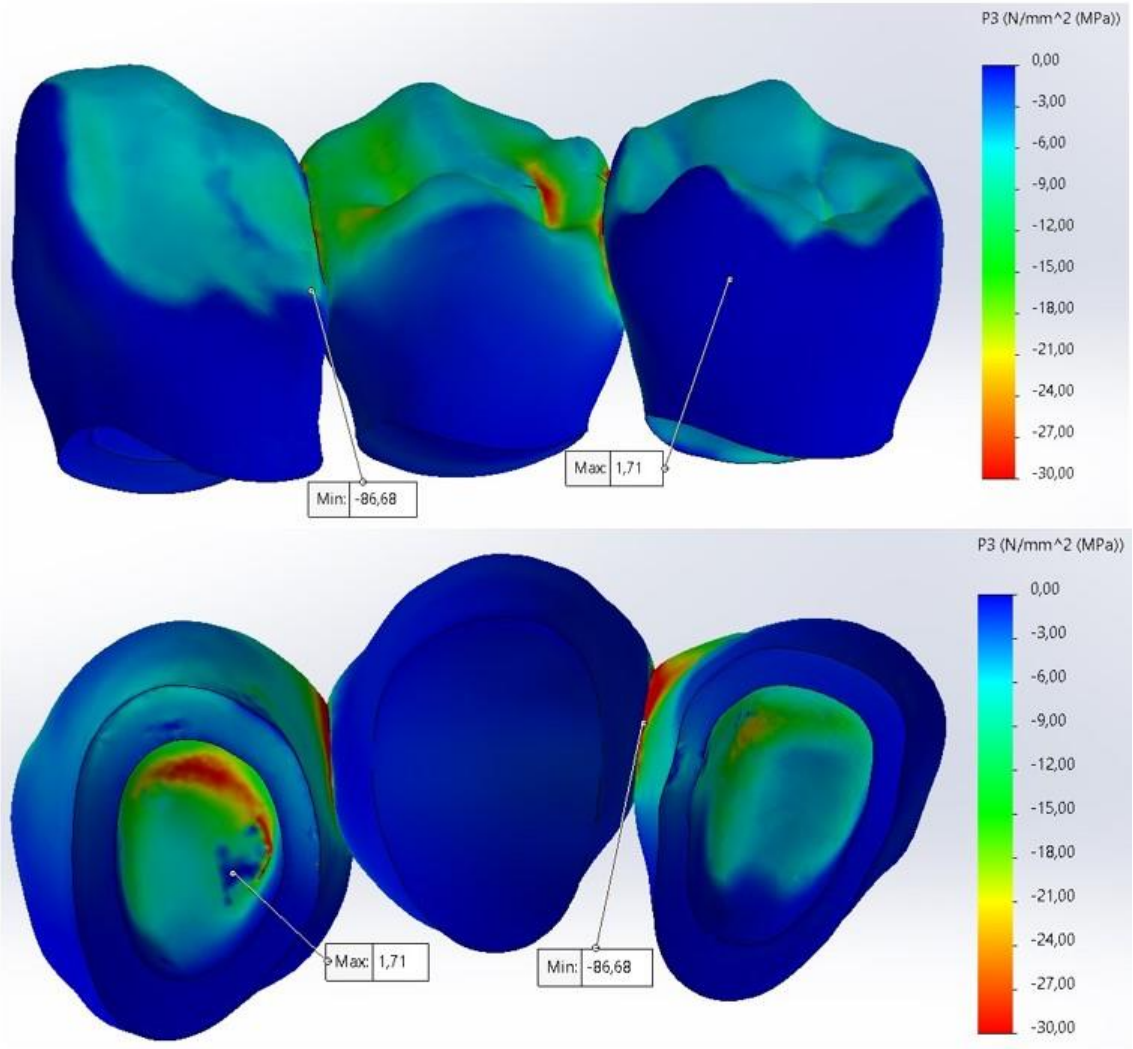
Şekil 4. 37: Dikey yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M3-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.37'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -65.53 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Ancak ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenardaki stres yoğunluğunun kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenarda oluşan stres miktarından daha fazla olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının en yüksek stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 38: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

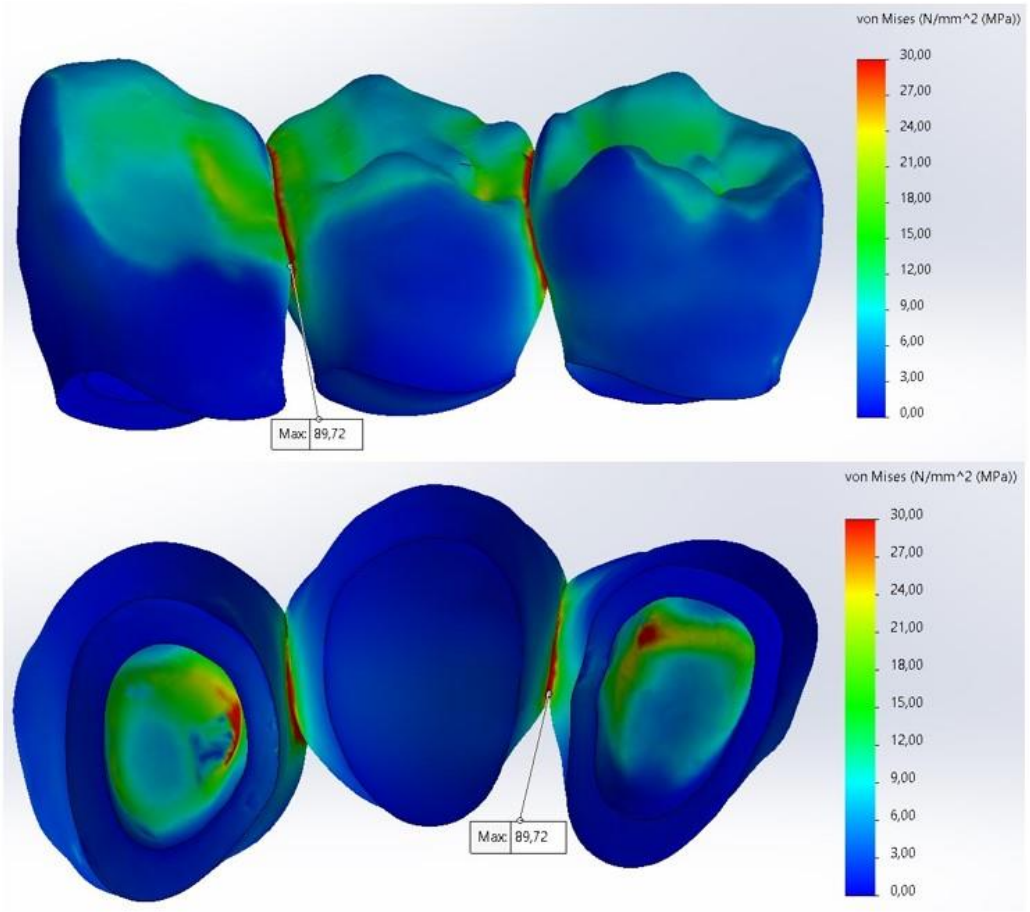
M3-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.38'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 89.60 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. İkinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenarda, kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenarda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerinde belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 39: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

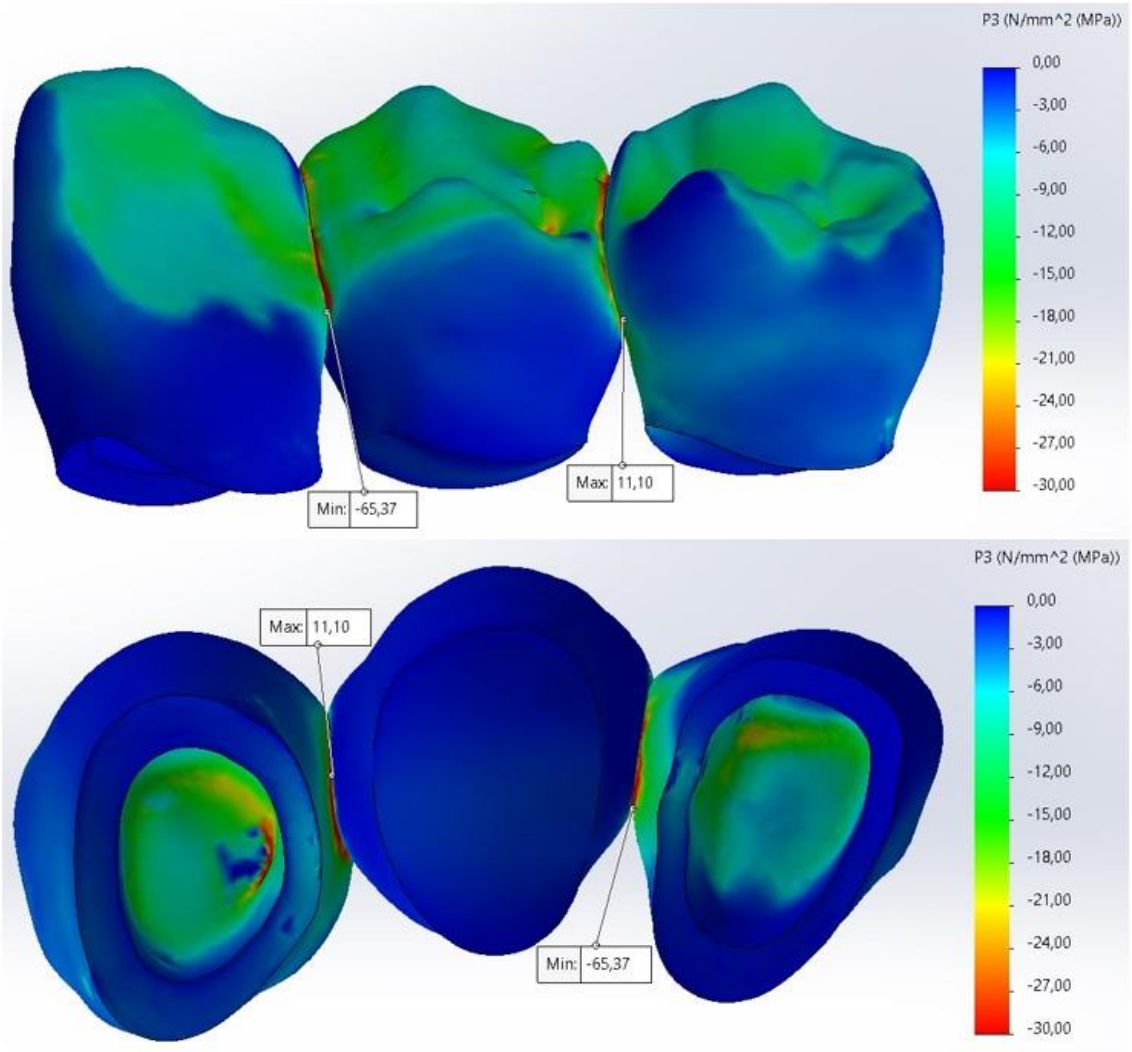
M3-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.39'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -86.68 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.

4.3.2. M3-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



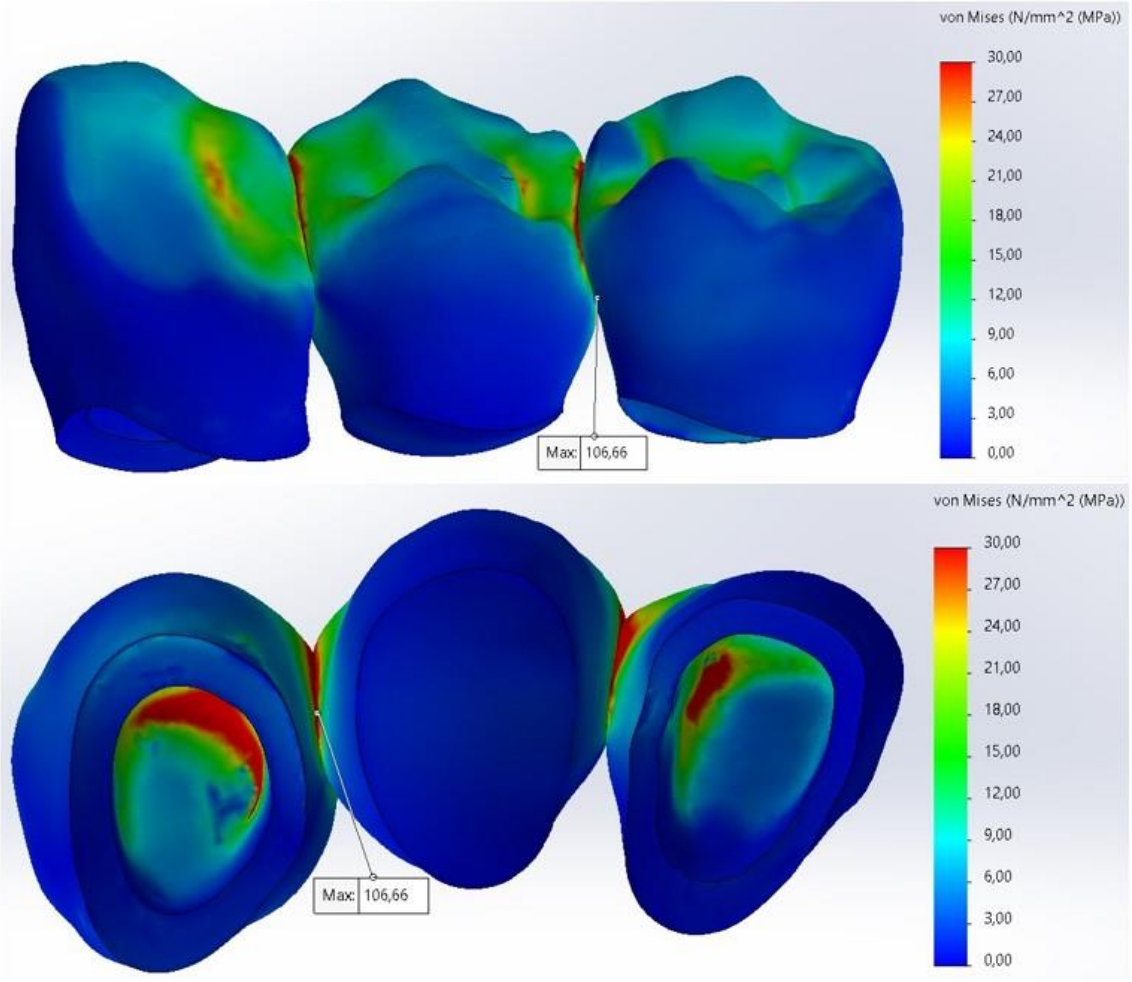
Şekil 4. 40: Dikey yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M3-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.40'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 89.72 MPa değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenarda ve ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenarda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör ve iç yüzeylerde marjinal kenar bölgelerinde oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



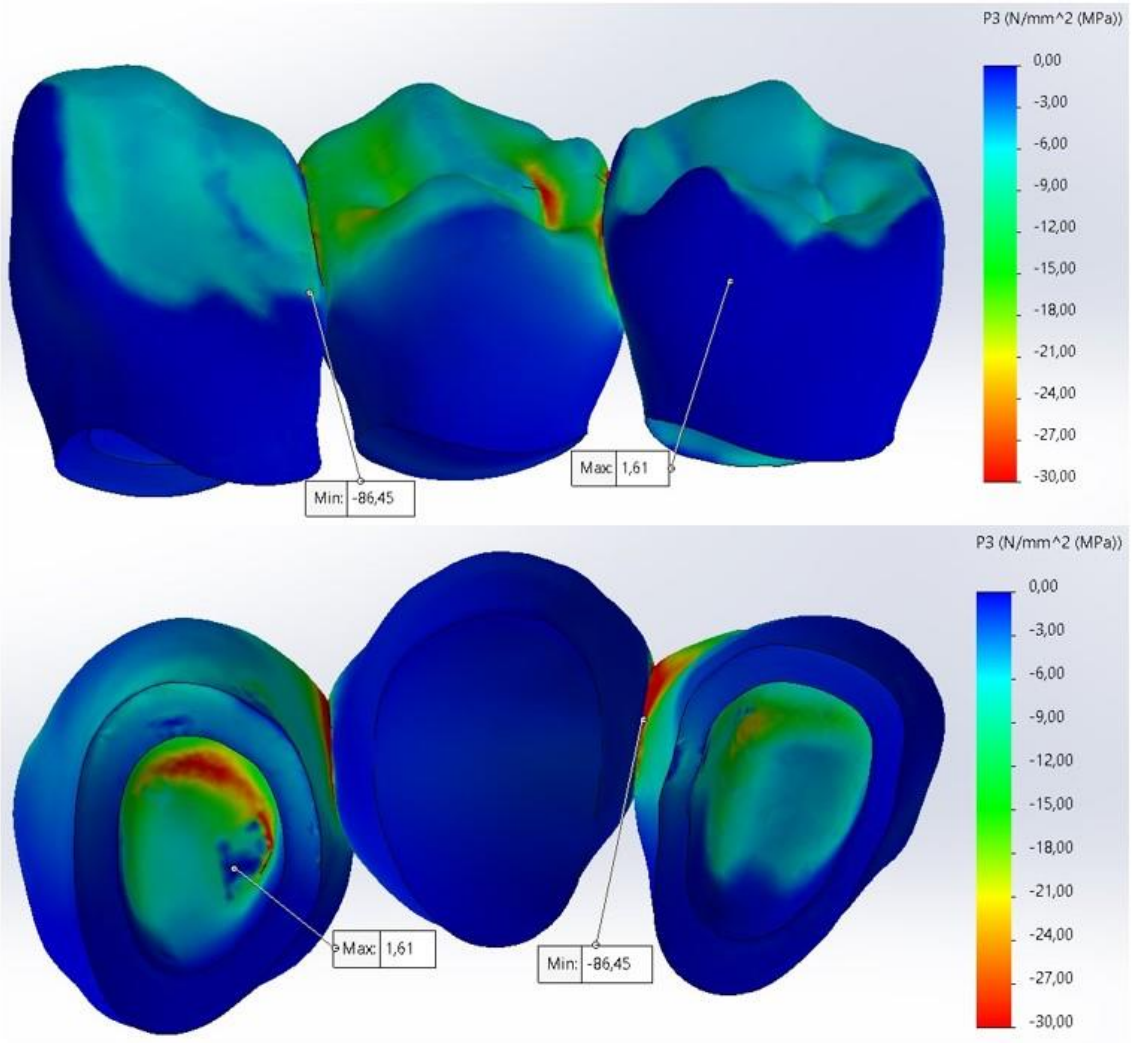
Şekil 4. 41: Dikey yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M3-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.41'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -65.37 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör ve iç yüzeylerde marjinal kenar bölgelerinde oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 42: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

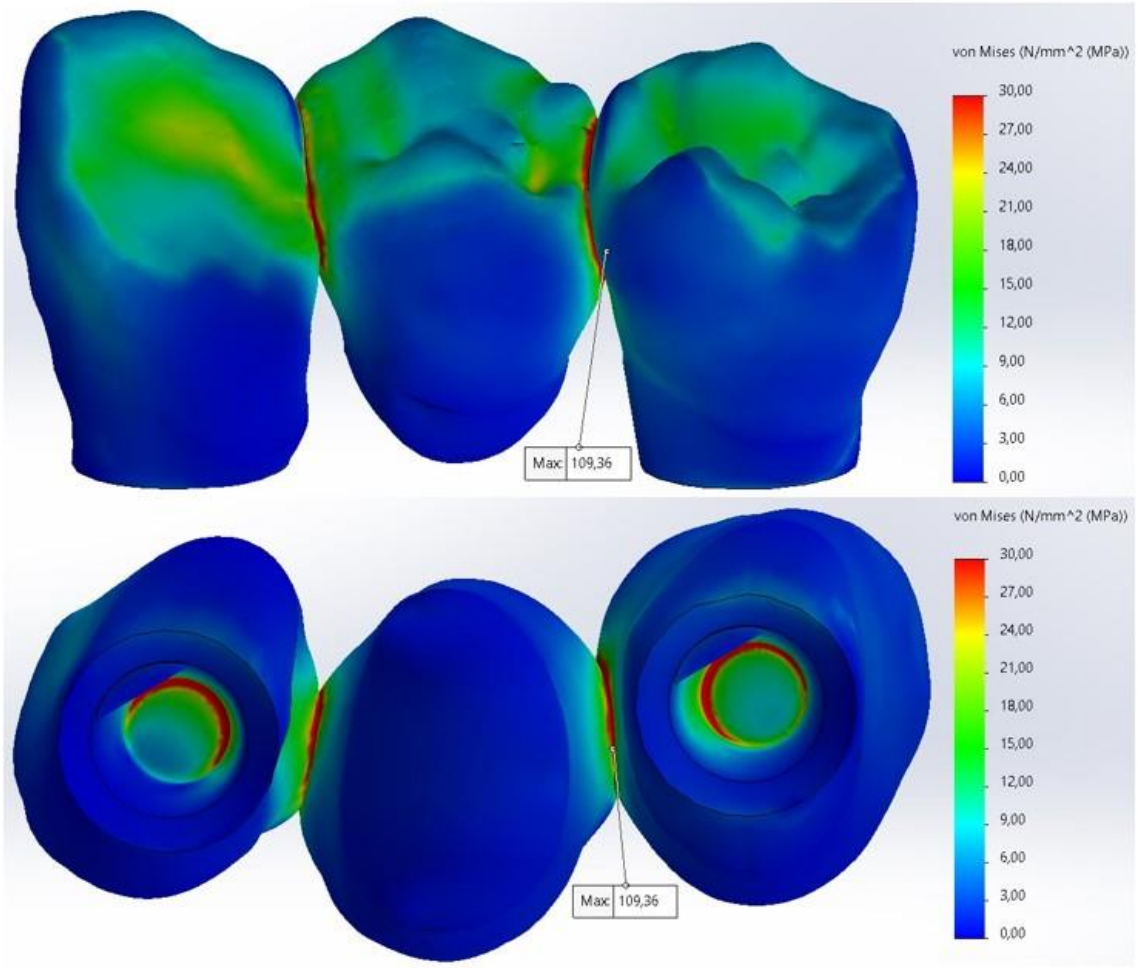
M3-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.42'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 106.66 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. İkinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenarda ve kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenarda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan toplam stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 43: 45° oblik yönlü yükleme altında M3-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

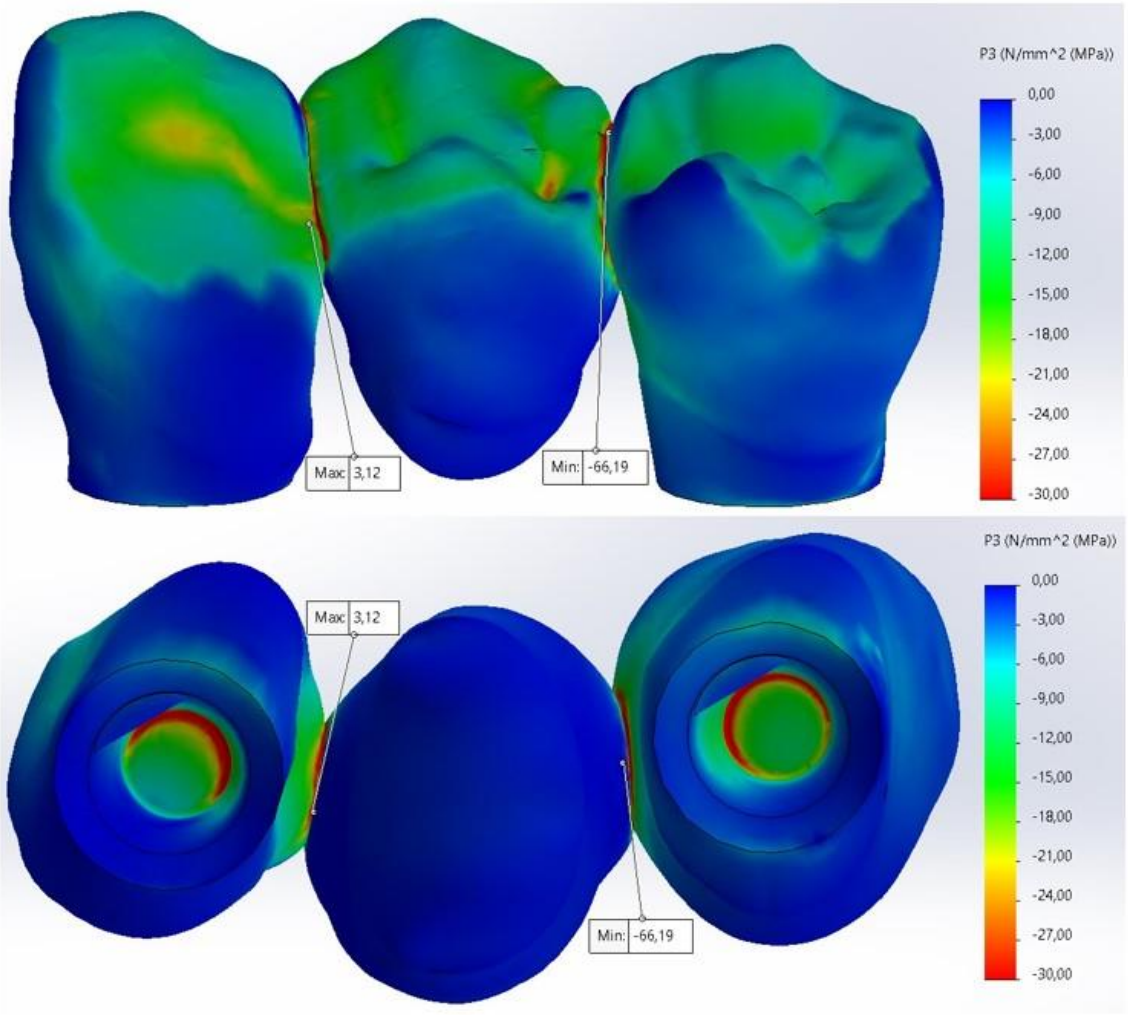
M3-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.43'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -86.45 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenar bölgeleridir. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.

4.3.3. M6-S Modeline Ait Analiz Sonuçları



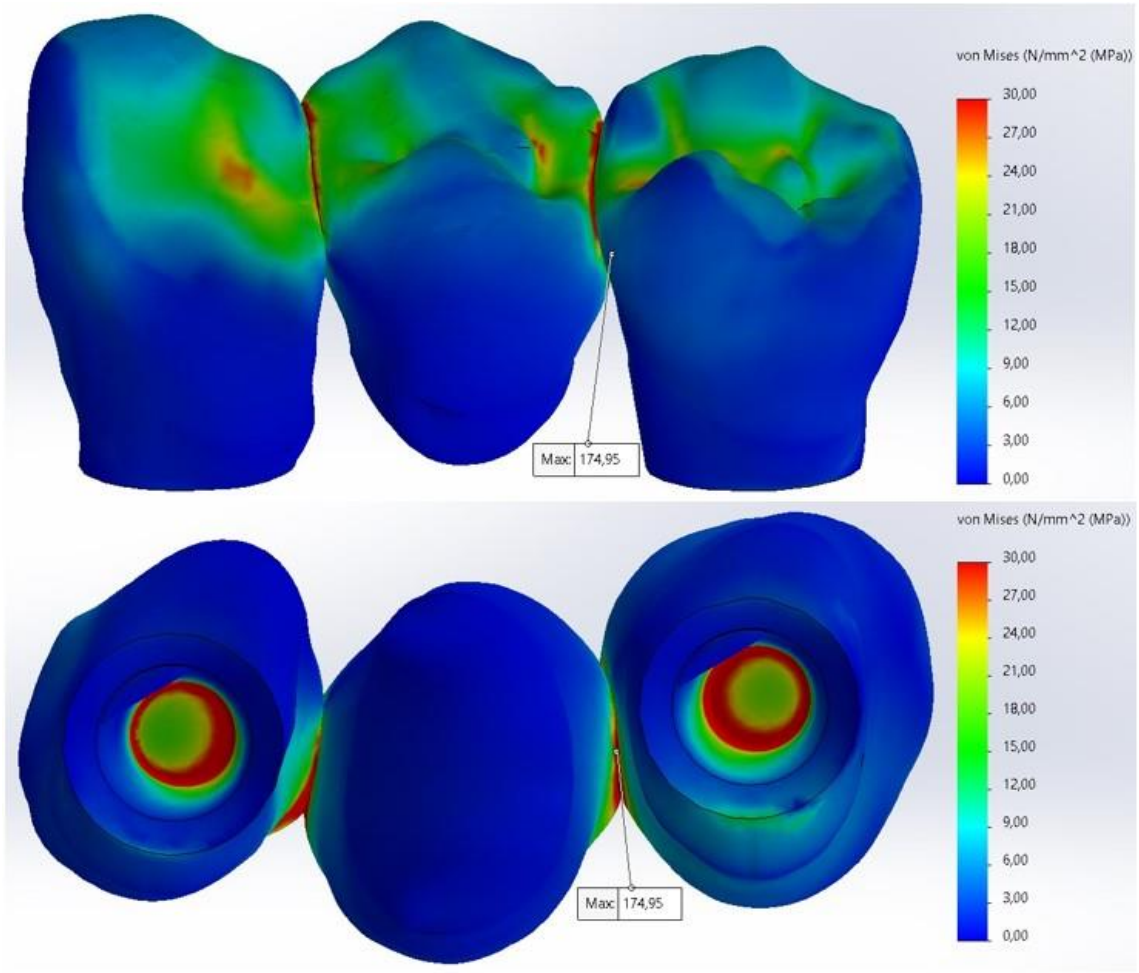
Şekil 4. 44: Dikey yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M6-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.44'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 109.36 MPa olduğu tespit edilmiştir. Aynı değer restorasyonların iç yüzeylerinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda ve konnektör bölgesine yakın olan kenarlarda da görülmektedir. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının en yüksek Von Mises stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



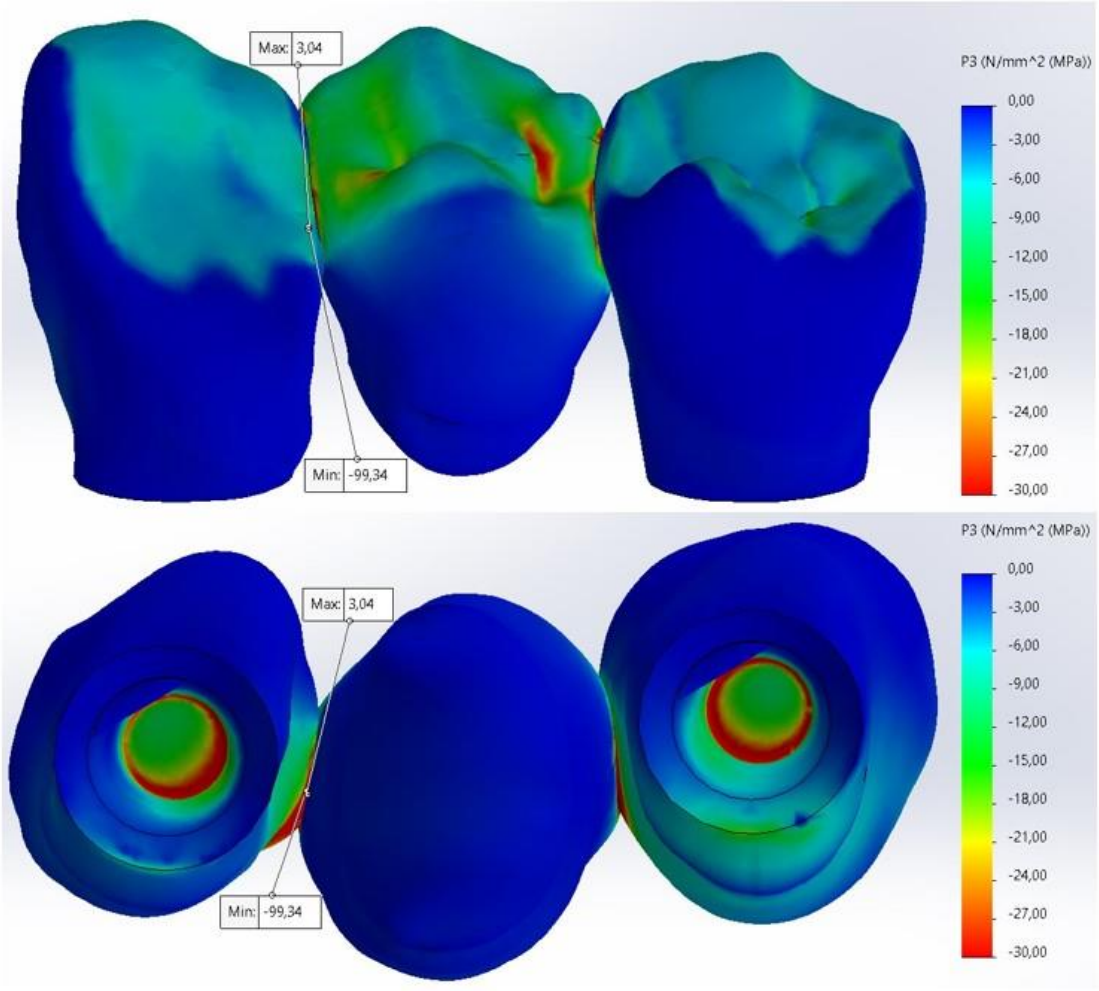
Şekil 4. 45: Dikey yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M6-S modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanması sonucu oluşan minimum asal stres analiz sonuçları Şekil 4.45'te verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -66,19 MPa olduğu tespit edilmiştir. Aynı değer kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan ve abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda da görülmüştür. Okluzal yüzeyde yüklemenin uygulandığı alanın tamamında ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının en yüksek stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 46: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılım

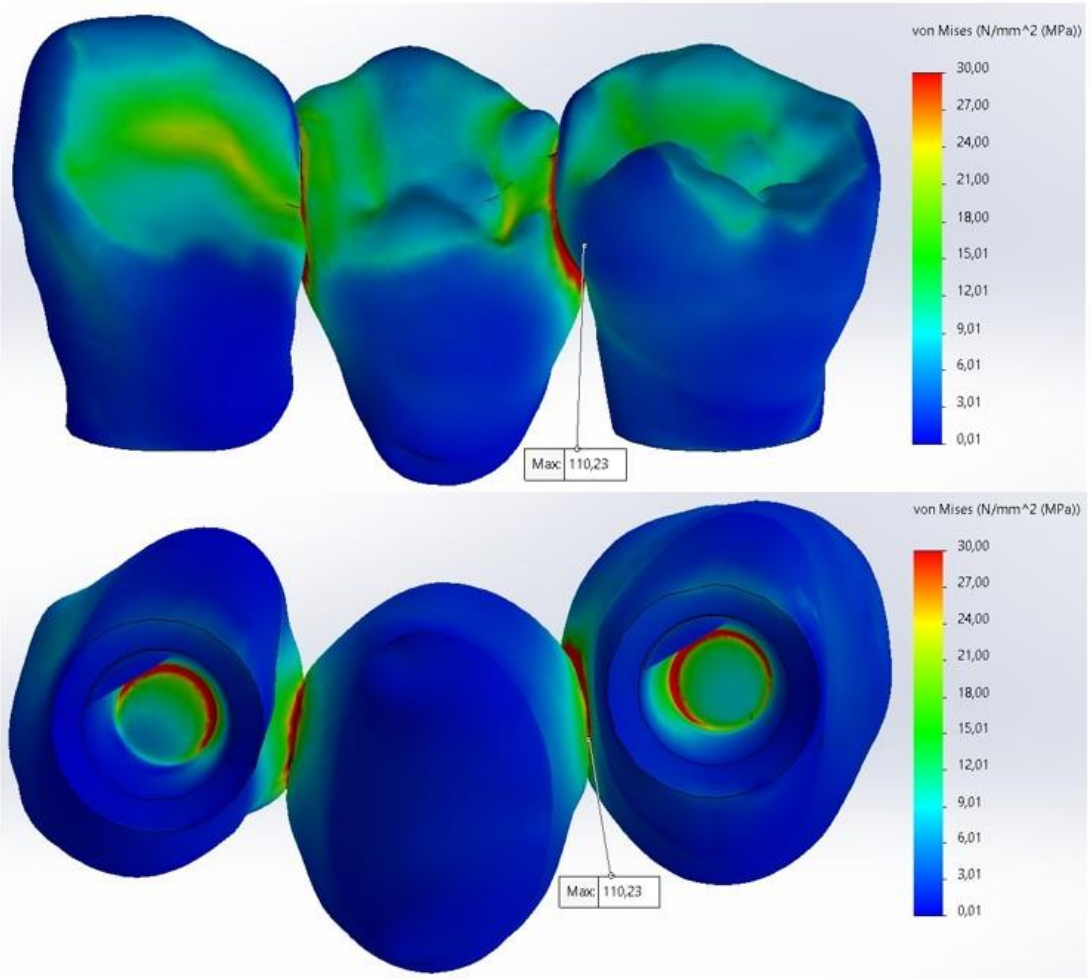
M6-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen Von Mises stres sonuçları Şekil 4.46'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 174,95 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise abutmentin tepe noktasına karşılık gelen kenar bölgeleridir. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



Şekil 4. 47: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-S modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

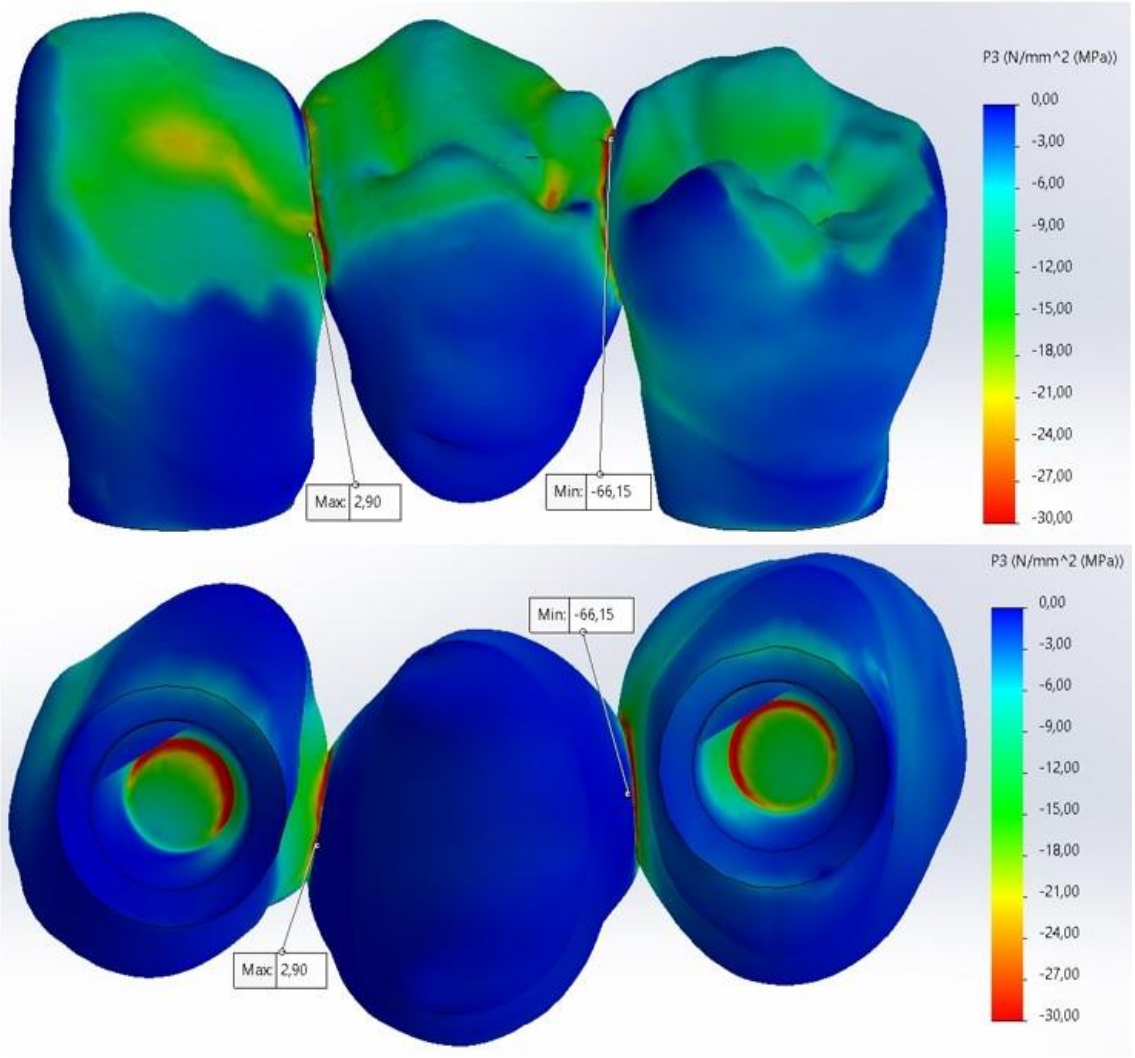
M6-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen minimum asal stres sonuçları Şekil 4.47'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -99,34 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde abutmentın tepe noktasına karşılık gelen kenar bölgeleridir. Ancak premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen kenarda oluşan stres yoğunluğunun kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde oluşan stres miktarından daha fazla olduğu ve daha geniş yüzeyde etkisini gösterdiği görülmüştür. Okluzal yüzeyde ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.

4.3.4. M6-A Modeline Ait Analiz Sonuçları



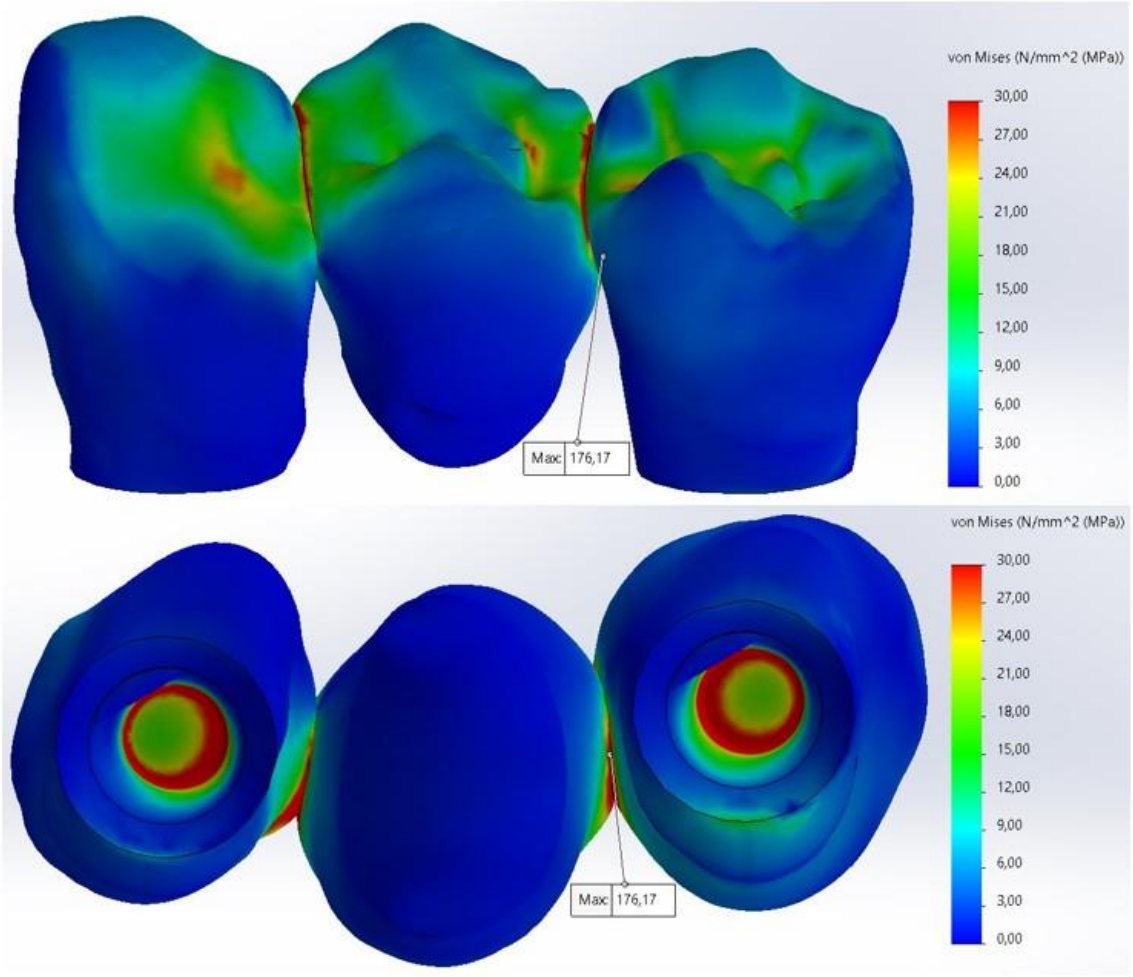
Şekil 4. 48: Dikey yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M6-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen sonuçlar Şekil 4.48'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 110,23 MPa olduğu tespit edilmiştir. Aynı değer restorasyonların iç yüzeylerinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda ve konnektör bölgesine yakın olan kenarlarda da görülmektedir. Okluzal yüzeyde yüklemenin uygulandığı alanın tamamında ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının en yüksek Von Mises stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.



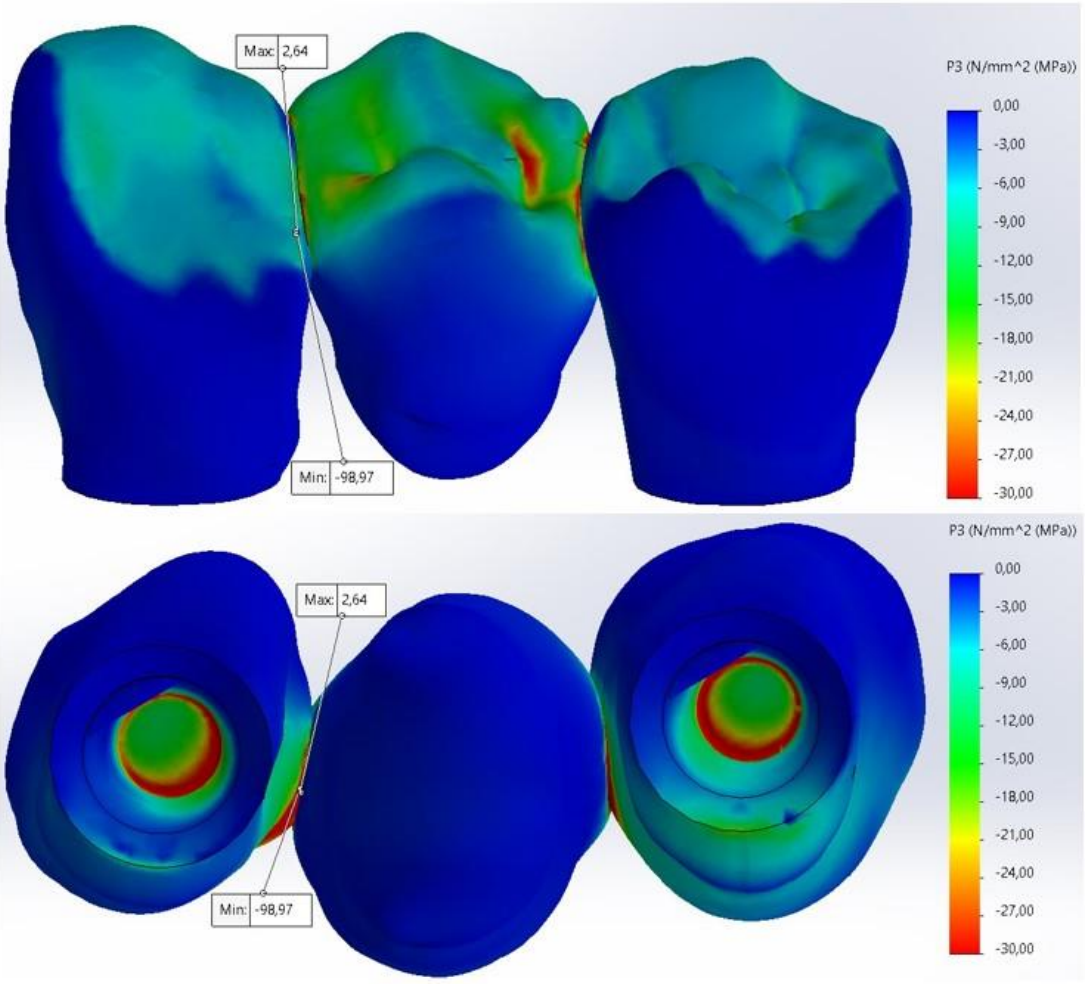
Şekil 4. 49: Dikey yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M6-A modeline dikey yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen sonuçlar Şekil 4.49'da verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -66,15 MPa olduğu tespit edilmiştir. Aynı değer kuronların iç yüzeylerinde konnektör bölgesine yakın olan ve abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda da görülmüştür. Okluzal yüzeyde yüklemenin uygulandığı alanın tamamında ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının en yüksek stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde olduğu görülmüştür.



Şekil 4. 50: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan Von Mises streslerinin dağılımı

M6-A modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından elde edilen sonuçlar Şekil 4.50'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değerinin restorasyonun konnektör bölgelerinde görüldüğü ve 176,17 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise abutmentin tepe noktasına karşılık gelen kenar bölgelerinin tamamıdır. Okluzal yüzeyde yüklemenin uygulandığı alanın tamamında ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.

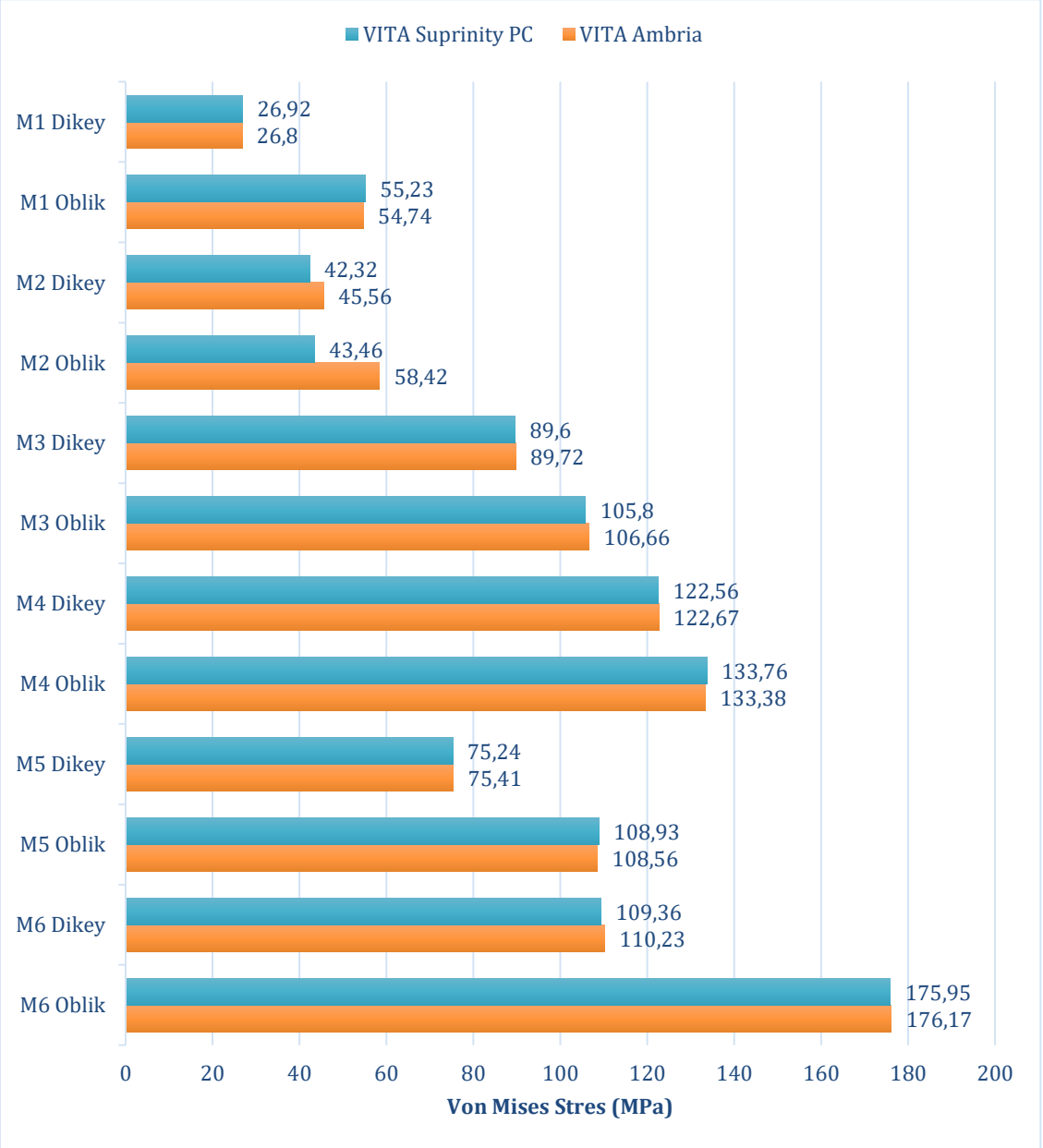


Şekil 4. 51: 45° oblik yönlü yükleme altında M6-A modelinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

M6-S modeline 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından oluşan stresler Şekil 4.51'de verilmiştir. Restorasyon incelendiğinde konnektör bölgelerinde minimum asal stres değerinin -98,97 MPa olduğu tespit edilmiştir. Bu değerin görüldüğü bir diğer alan ise kuronların iç yüzeylerinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen kenar bölgelerinin tamamıdır. Ancak premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen kenarda oluşan stres yoğunluğunun kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde oluşan stres miktarından daha fazla olduğu ve daha geniş yüzeyde etkisini gösterdiği görülmüştür. Okluzal yüzeyde yüklemenin uygulandığı alanın tamamında ve kuronların iç yüzeylerinde tespit edilen stres miktarının, konnektör bölgeleri ve kuronların iç yüzeylerindeki belirtilen alanlarda oluşan stres miktarına kıyasla daha düşük değerlerde oluştuğu görülmüştür.

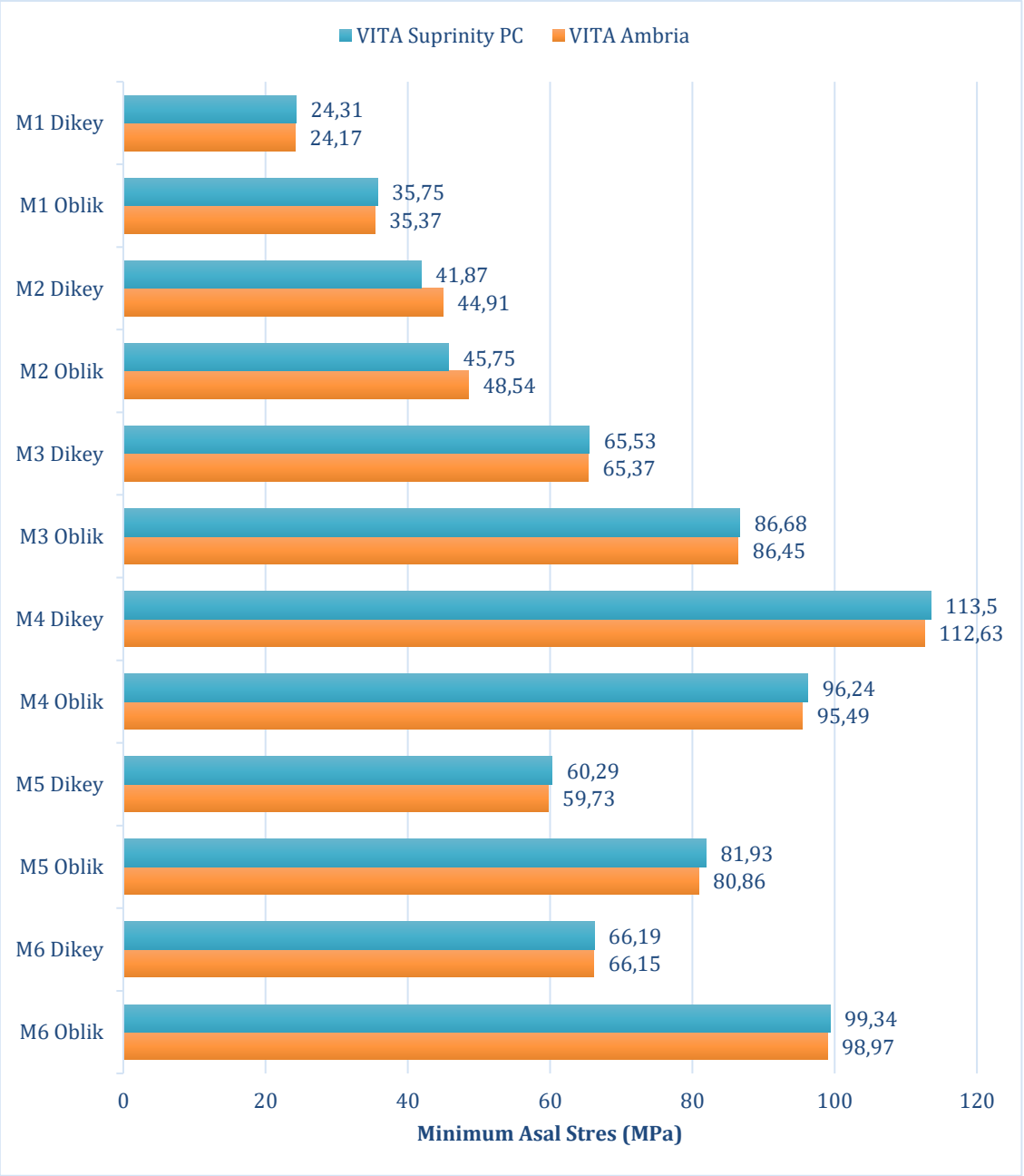
4.4. TÜM MODELLERİN ANALİZ SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Modellere dikey ve oblik kuvvet uygulanmasının ardından oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri Şekil 4.52'de verilmiştir. Şekil incelendiğinde oblik kuvvet uygulanan modellerde dikey kuvvet uygulanan modellere göre daha fazla stres oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4. 52: Dikey ve oblik yükleme altında tüm modellerde oluşan Von Mises Stres değerleri

Modellere dikey ve oblik kuvvet uygulanmasının ardından oluşan en yüksek minimum asal stres değerleri Şekil 4.53'de verilmiştir. Şekil incelendiğinde oblik kuvvet uygulanan modellerde dikey kuvvet uygulanan modellere göre daha fazla stres oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4. 53: Dikey ve oblik yükleme altında tüm modellerde oluşan Minimum Asal Stres değerleri

Tablo 4. 1: Tüm modellerin stres değerleri

	Dikey Yükleme				Oblik Yükleme			
	VITA Suprinity PC S		VITA Ambria A		VITA Suprinity PC S		VITA Ambria A	
	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)
M1	26,92	24,31	26,8	24,17	53,23	35,75	54,74	35,37
M2	42,32	41,87	45,56	44,91	43,46	45,75	58,42	48,54
M3	89,6	65,53	89,72	65,37	105,8	86,68	106,66	86,45
M4	122,56	113,5	122,67	112,63	133,76	96,24	133,38	95,49
M5	75,24	60,29	75,41	59,73	108,93	81,93	108,56	80,86
M6	109,36	66,19	110,23	66,15	174,95	99,34	176,17	98,97

Tüm modellere ait analiz sonuçlarının verildiği Tablo 4.1'e bakıldığında;

1. Modellerin tamamında oblik yükleme altında oluşan streslerin dikey yükleme altında oluşan stres miktarından fazla olduğu görülmektedir. Ancak analiz sonuçlarını gösteren renkli şekiller incelendiğinde, streslerin en yüksek değerine ulaştığı ve yoğunluğunun azaldığı bölgeler her iki yükleme koşulunda önemli benzerlik göstermektedir.
2. En yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin oblik yükleme altında implant destekli 3 üyeli köprü restorasyon modeline ait olduğu görülmektedir.
3. Von mises ve minimum asal stres değerleri prepare edilmiş diş destekli restorasyonlarla karşılaştırıldığında aynı restorasyonun implant destekli formunda daha yüksek değere sahip olduğu görülmektedir.

4. İmplant ve diş destekli restorasyonlar ayrı değerlendirildiğinde, tek üyeli restorasyonlara kıyasla 3 üyeli köprü protezinde daha yüksek değerde stres oluşmaktadır.
5. Anterior ve posterior tek kuronların analiz sonuçları incelendiğinde posterior restorasyonların daha güvenli olduğu söylenebilmektedir.
6. ZLS materyalinin üretim tekniği değerlendirildiğinde; CAD/CAM blok ile preslenmiş ingot formları arasında, restorasyonlarda oluşturdukları stres miktarı açısından önemli bir fark bulunmamıştır.

Tablo 4. 2: M1 ve M4 modellerinin stres değerleri

Veriler / Modeller	Dikey Yükleme		Oblik Yükleme	
	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	MinimumAsal Stres (MPa)
M1-S	26,92	24,31	53,23	35,75
M1-A	26,80	24,17	54,74	35,37
M4-S	122,56	113,50	133,76	96,24
M4-A	122,67	112,63	133,38	95,49

M1-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 26,92 MPa ve 24,31 MPa; M1-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 26,80MPa ve 24,17 MPa olarak bulunmuştur. M4-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 122,56 MPa ve 113,50 MPa; M4-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 112,67 MPa ve 112,63 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.2).

M1-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 53,23MPa ve 35,75MPa; M1-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 54,74MPa ve 35,37MPa

olarak bulunmuştur. M4-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 133,76 MPa ve 96,24 MPa; M4-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 133,38 MPa ve 95,49 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.2).

M1-S, M1-A, M4-S ve M4-A modellerine ait şekiller incelendiğinde (Şekil 4.2 - 4.17) dikey ve 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından modellerde en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin her iki kuvvet yönünde de restorasyonların iç bölgesinde prepare edilmiş dişin tuberkül tepesine karşılık gelen noktada ve abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda en yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeylerde ise stres miktarı her iki yöndeki yükleme altında birbirine çok yakın değerleri verecek şekilde kaydedilmiştir. Her modelde prepare edilmiş dişin tuberkül tepesine karşılık gelen nokta, abutmentin tepe noktasına karşılık gelen bölge, kuvvetin uygulandığı okluzal bölge ve kuvvetin uygulandığı palatinal yüzeyine karşılık gelen restorasyon iç yüzeyi dışında; restorasyonların iç yüzeyinde, vestibul yüzeyinde ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluştuğu görülmüştür.

Tablo 4. 3: M2 ve M5 modellerinin stres değerleri

Veriler / Modeller	Dikey Yükleme		Oblik Yükleme	
	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	MinimumAsal Stres (MPa)
M2-S	42,32	41,87	43,46	45,75
M2-A	45,56	44,91	58,42	48,54
M5-S	75,24	60,29	108,93	81,93
M5-A	75,41	59,73	108,56	80,86

M2-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 42,32 MPa ve 41,87 MPa; M2-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 45,56 MPa ve 44,91 MPa olarak bulunmuştur. M5-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 75,24 MPa ve 60,29 MPa; M5-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 75,41 MPa ve 59,73 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.3).

M2-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 43,46 MPa ve 45,75 MPa; M2-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 45,56 MPa ve 44,91 MPa olarak bulunmuştur. M5-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 108,93 MPa ve 81,93 MPa; M5-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 108,56 MPa ve 80,86 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.3).

M2-S ve M2-A modellerine ait renkli görsellerde (Şekil 4.19 - 4.34) dikey ve 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından restorasyonlar incelendiğinde en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin her iki kuvvet yönünde de restorasyonların iç bölgesinde kesilmiş dişin tuberkül tepelerine karşılık gelen noktalarda en yüksek olduğu tespit edilmiştir. Her iki modelde de dikey yükleme altında stresin en yüksek olduğu alanın lingual tuberküllerin tepesi, oblik yükleme altında ise mesio-bukkal tuberkül tepeleri olduğu görülmüştür.

M5-S ve M5-A modellerine dikey ve 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından restorasyonlar incelendiğinde en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin her iki kuvvet yönünde de restorasyonların iç bölgesinde abutmentin tepe noktasına karşılık gelen alanda en yüksek olduğu tespit edilmiştir.

M2-S, M2-A, M5-S ve M5-A modellerinin tamamında stresin en yoğun olduğu ikinci alanın satral fossa olduğu görülmüştür. Bu bölgedeki stresin miktarı modellere ait en yüksek stres değerinden bir miktar düşüktür ve fossa boyunca değişkenlik göstermektedir.

Tablo 4. 4: M3 ve M6 modellerinin stres değerleri

Veriler / Modeller	Dikey Yükleme		Oblik Yükleme	
	Von Mises (MPa)	Minimum Asal Stres (MPa)	Von Mises (MPa)	MinimumAsal Stres (MPa)
M3-S	89,60	65,53	105,80	86,68
M3-A	89,72	65,37	106,66	86,45
M6-S	109,36	66,19	174,95	99,34
M6-A	110,23	66,15	176,17	98,97

M3-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 89,60 MPa ve 65,53 MPa; M3-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 89,72 MPa ve 65,37 MPa olarak bulunmuştur. M6-S modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 109,36 MPa ve 66,19 MPa; M6-A modelinin dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 110,23 MPa ve 66,15 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.4).

M3-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 105,80 MPa ve 86,68 MPa; M3-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 106,66 MPa ve 86,45 MPa olarak bulunmuştur. M6-S modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 174,95 MPa ve 99,34 MPa; M6-A modelinin oblik yükleme altında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerleri sırasıyla 176,17 MPa ve 98,97 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.4).

M3-S, M3-A, M6-S ve M6-A modellerine ait renkli şekilller incelendiğinde (Şekil 4.36 - 4.51), modellere dikey ve 45° açıyla oblik yönde 500 N'luk kuvvet uygulanmasının ardından en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin her iki kuvvet yönünde de restorasyonların konnektör bölgelerinde olduğu görülmüştür. Diş destekli restorasyonların iç yüzeyinde kesilmiş dişin tuberkül tepesine karşılık gelen noktalar ve

implant destekli restorasyonların iç yüzeyinde abutmentın tepe noktasına karşılık gelen alanlar stresin en yüksek olduğu diğer bölgelerdir.

Modellerin tamamında restorasyonların iç yüzeyinde oluşan streslerin konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenarlar boyunca yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu doğrultuda ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenara, kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenara karşılık gelen alanda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeye bakıldığında ise en yüksek stres değerini gösteren alanın birinci premolar gövdenin distal fossası olduğu görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda ZLS seramikten üretilen sabit restorasyonlarda oluşan streslerin; materyalin sahip olduğu farklı üretim tekniği, farklı restorasyon tipi, dayanak çeşidi ve değişen kuvvet yönü parametrelerinden nasıl etkilendiğinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Elde edilen bulgular; değişen dayanak çeşidi, restorasyon tipi ve kuvvet yönünün restorasyonlarda oluşan stres miktarına etki ettiği yönündeki hipotezimizi desteklemektedir. Ancak farklı üretim tekniğine sahip ZLS seramik restorasyonlarda oluşan stres değerlerinin birbirine son derece yakın olduğu ve üretim tekniğindeki farklılığın restorasyonlarda oluşan stresi etkilemediği bulunmuştur.

Bu doktora tez çalışmasında farklı dayanak çeşidi, üye sayısı ve ağız içi bölgesine sahip restorasyonlar bilgisayar ortamında sayısal veriler kullanılarak dijital olarak modellenmiştir. Kullanılan materyallerin endikasyon kriterlerine uygun olacak şekilde anterior kuron için maksiller kanin, posterior kuron için mandibular birinci molar, 3 üyeli köprü için mandibular birinci premolar eksikliğinde dayanak olarak kullanılan mandibular kanin ve mandibular ikinci premolar dişler seçilmiştir. Bu dişlere ait restorasyonlar implant destekli ve diş destekli olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Böylece çalışmada kullanılmak üzere 6 adet katı model elde edilmiştir (M1, M2, M3, M4, M5, M6). Her modele ZLS seramiklerin iki ayrı üretim tekniğine sahip formları olan VITA Suprinity® PC ve VITA Ambria® uygulanarak model sayısı 12 adete çıkarılmıştır. Elde edilen tüm modeller üzerine dikey ve oblik yönde 45° açıyla 500 N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Ardından meydana gelen stresler ve bu streslerin restorasyonlardaki dağılımları FEA ile doğrusal (lineer) statik analiz yapılarak değerlendirilmiştir. Elde edilen matematiksel modeller ve sonuçlar sabit olduğu ve varyansları olmadığı için istatistiksel olarak analiz edilmemiştir. Çalışmanın tamamlanmasının ardından elde edilen analiz sonuçlarına göre en yüksek stres değeri oblik yükleme altındaki implant destekli 3 üyeli sabit böümlü restorasyon (M6) modeline ait olurken, en düşük stres değerinin dikey yükleme altındaki anterior tek kuron (M1) modeline ait olduğu görülmüştür.

Bireylerdeki diş eksiklerinin kaynağı olan diş kayıpları; çoğunlukla diş çürüğü, erozyon, periodontal hastalıklara bağlı alveolar kemik kaybı gibi dental patolojilerin yanı sıra travmalardan kaynaklanır (144). Diş kayıpları; periodontal hastalıklar, travmalar ve çürükler ortadan kaldırılamadığından dolayı diş hekimliğinde halen yaygın bir sorundur (145). Ancak aynı zamanda daha iyi hijyen prosedürlerinin gelişmesi ve farkındalığın artması ile tam dişsizlik yerini parsiyel dişsizliğe bırakmıştır. Diş eksikliğinin nedeni ne olursa olsun, diş veya implant destekli protezlerle yeterli fonksiyonun yeniden sağlanması mümkündür (146).

Sabit bölümlü protezler parsiyel diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda tercih edilen önemli bir tedavi seçeneğidir. Kaybedilen dişlerin iadesi, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden temini için tercih edilmektedirler. Dişsiz boşluğa komşu doğal dişlerin varlığında ve komşu dişlerin yeterli doku desteğini sağladığı durumlarda diş destekli sabit bölümlü protezler geleneksel tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. Ancak bu tedavi yönteminde, destek dişlerin prognozunu olumsuz etkileyecek biyolojik risk faktörleri mevcut olmasından dolayı 15 yılda görülen başarı oranı %50 olarak kaydedilmektedir (75,76).

Parsiyel dişsizlik olgularında tercih edilen bir diğer tedavi alternatifi, 10 yıllık takipte %97'ye varan başarı oranı ile implant destekli sabit bölümlü protezlerdir. Hastanın kalan sert ve yumuşak dokularından destek alınarak üretilen geleneksel tedavi yöntemleri ile elde edilen protezler geçmişten günümüze kadar etkin olarak kullanılmıştır. Ancak uygulanan tüm geleneksel tedavi yöntemlerinin tercih edilirliği her geçen gün azalmakta ve yerini implant destekli sabit protetik tedavilere bırakmaktadır (80). Dental implantlarla tedavi; hastaların konuşma ve çiğneme fonksiyonlarının yanında, konfor, özgüven ve estetiğini artırarak hastalarda %91 oranında memnuniyet sağlamaktadır (146).

İmplant destekli protezlerle birlikte implant diş hekimliğinin gelişmesi, hastalar için daha fonksiyonel ve estetik tedavilerin yapılmasını mümkün kılmıştır. Bu gelişmelerin sonuçları konfor ve dayanıklılığı arttırmıştır. Ancak implant destekli sabit protezlerlerin başarısı için hastanın beklentilerine en uygun protez retansiyon sisteminin, klinik ve radyografik durumları ile birlikte

ele alınarak seçim yapılması esastır. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar vida ve siman tutuculu protezler olarak ikiye ayrılmaktadır. Kullanılacak tutucu sistemin seçimi çeşitli faktörlere bağlıdır ve her iki tekniğin de sahip olduğu avantajlar ve dezavantajlar nedeniyle altın standart henüz oluşturulmamıştır (147). Vigolu ve ark. tarafından yapılan klinik çalışmada, vida tutuculu ve siman tutuculu implant destekli sabit restorasyonlar 10 yıllık takip sonucunda karşılaştırılmıştır. Çalışma neticesinde implant başarısı, protetik komplikasyon, marjinal kemik seviyesi ve peri-implant yumuşak doku sağlığı açısından anlamlı bir fark bulunmadığı ifade edilmiştir (148). Aksine bir başka çalışmada ise vida tutuculu kuronlarda kırılma yükü, siman tutuculu kuronlara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (149). Tutucu sistemleri arasındaki tercih çoğunlukla hekime aittir, hekimin tecrübe ve bilgi birikimine bağlıdır. Herhangi bir retansiyon yönteminin bir diğerine üstünlüğü hakkında bir standardizasyon ve fikir birliği bulunmamasına rağmen hekimlerin büyük kısmı klinik kullanımda vida yerine siman tutuculu implant destekli protezleri tercih etmektedir (150,151). Çünkü siman tutuculuğu; klinik ve laboratuvar işlemlerinin kolaylığı, porselen kırığı riski azlığı, pasif uyum sağlamanın kolaylığı, okluzal yüzey bütünlüğü ve daha estetik olma gibi avantajlara sahiptir (80). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız implant destekli sabit bölümlü protezler siman tutuculu olarak tercih edilmiştir.

İmplant destekli restorasyonlarda strese etkisi olduğu düşünülen bir diğer faktör abutment materyalidir. Abutment materyalinin strese etkisini değerlendiren bir çalışmada zirkonyum ve titantum abutmentler FEA ile analiz edilmiştir. Zirkonyum ve titanyum modellerinde abutment ve kortikal kemikte gözlenen çekme stres değerlerinin benzer değerlere sahip olduğu ifade edilmiştir (152). Bir başka çalışmada Tretto ve ark. (153) abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve titanyuma alternatif materyalleri (Zirkonyum, PEEK, fiberle güçlendirilmiş kompozit) FEA ile analiz ederek karşılaştırmıştır. Peri-implant kemik dokusundaki, implant ve restorasyon yapılarındaki stresin kullanılan materyalden etkilendiği, yüksek elastik modülüne bağlı olarak daha rijit materyallerin daha düşük stres konsantrasyonlarına neden olduğu ifade edilmiştir (Titanyum >Zirkonyum>PEEK>fiberle güçlendirilmiş kompozit). Klinik kullanımının son derece yaygın olması ve aynı zamanda düşük stres

konsantrasyonu sağlaması nedeniyle çalışmamızda abutment materyali olarak titanyum seçilmiştir.

Sabit bölümlü protezlerin daimi simantasyonunda sıklıkla tercih edilen siman materyalleri; çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlardır. Sabit protezlerin siman retansiyonunu konu alan çalışmalarda rezin simanın, cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman ile karşılaştırıldığında daha iyi çekme dayanımına sahip olduğu görülmüştür (154). Çalışmamızda kullandığımız seramik restorasyonlar için siman materyali olarak üretici firma tavsiyesi de göz önünde bulundurularak rezin siman tercih edilmiştir (69,71).

Metal-seramik restorasyonlar, eksik veya hasar görmüş dişlerin rehabilitasyonunda uygulanan önemli ve yaygın bir tedavi yaklaşımıdır. Ancak opak porselen ve metal, bu restorasyonların estetik bölgelerde kullanımını sınırlandırmaktadır. Bunun yanında, metallerin alerji, diş eti lekelenmesi, dişeti dokusuna ve dişeti sıvısına metalik iyon salınımı şeklinde kendini gösterebilen dezavantajları mevcuttur. Bu dezavantajlar ve güncel estetik beklentiler metal içermeyen seramik sistemleri gündeme getirmiştir (155). Geçmiş yıllarda, tam seramik restorasyonların genel mekanik stabilitesini artırmak ve estetik beklentiyi karşılamak amacıyla çok sayıda yeni dental seramik materyali geliştirilmiştir. Bu malzemeler arasında, LS_2 cam seramikler ve zirkonyum gibi oksit seramiklerin farklı endikasyonlar için umut verici olduğu görülmüştür. Daha yakın zamanda geliştirilen bu seramiklerden üretilen restorasyonların endikasyon alanları genişletilerek posterior bölgelerde ve hatta çok üyeli sabit bölümlü protezlerde kullanımı sağlanmıştır (156,157). Sailer ve ark.'nın sunduğu sistematik derlemede ifade edildiği üzere; gerçekleştirilen klinik çalışmalar, mekanik olarak daha stabil olan bu yeni seramik malzemelerin, diş destekli sabit bölümlü protezlerde kullanıldığında ilk geliştirilenlerden daha iyi performans göstereceği hipotezini doğrulamış ve yeni seramiklerin klinik sonuçlarının ilk nesil dental seramiklerin sonuçlarından çok daha iyi olduğu görülmüştür (158).

Lityum disilikat cam seramikler, zirkonyum gibi yüksek mukavemet gösteren polikristalin seramiklerden daha üstün yarı saydamlıkları sayesinde yüksek estetik görünüm sergilemektedirler. Ancak zirkonyuma göre düşük

mekanik özelliklere sahip olmaları posterior bölgede kullanımlarını sınırlandırmaktadır (159,160). ZLS seramikler, zirkonyumun pozitif mekanik özelliklerini LS_2 cam seramiklerin estetik özellikleri ile birleştiren yeni nesil bir malzemedir (8). ZLS seramiklerin ağız içinde kullanım sırasında çiğneme ve ısırma kuvvetlerine karşı gösterdiği dayanım ve mekanik özellikleri üretim tekniği, restorasyon çeşidi, restorasyon kalınlığı, ağız içinde uygulanan bölge, altyapı çeşidi, uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü gibi parametreler değiştirilerek çeşitli tam seramik restorasyon materyalleri ile birbirine göre üstünlükleri, avantajları ve dezavantajları yönünden değerlendirilmiştir (55,125). Bu materyal güncel klinik kullanımda dikkat çekmektedir ve bu nedenle üzerinde yapılan çalışmalar her geçen gün yoğunlaşmaktadır. Son yıllarda yapılan birçok çalışma, ZLS restorasyonlarının fizyolojik okluzal çiğneme kuvvetlerini aşan kırılma dayanım değerleri gösterdiğini kanıtlamıştır (161–163). Elsaka ve Elnagy (55) ZLS seramikleri (Vita Suprinity PC) ve LS_2 cam seramiklerini (IPS e.max CAD) karşılaştırdıkları çalışmalarında; ZLS'nin daha yüksek kırılma tokluğu, esneme dayanımı, elastik modül ve sertlik değerine sahip olduğunu böylece daha yüksek mekanik özellikler sergilediğini ortaya koymuşlardır. Yapı içerisine eklenen zirkonyumun çatlakların ilerlemesini engellediği ve bu sayede materyali güçlendirdiği bildirilmiştir. Tüm bu olumlu özelliklerinden dolayı protetik restorasyonların üretiminde ZLS seramik materyali klinik kullanım açısından güvenilir bulunmuş ve son zamanlarda öne çıkan ve tercih edilen materyallerden birisi haline gelmiştir. Zarone ve ark. (161) ZLS'nin kırılma direncinin fizyolojik okluzal kuvvetleri karşılayabildiğini ve 1 mm kalınlıktaki restorasyonlarda dahi dayanıklılığının umut verici olduğunu ifade etmişlerdir. ZLS seramikler, umut verici bir materyal olarak kabul edilebilse de ZLS bazlı restorasyonların mekanik özelliklerini doğru bir şekilde tanımlamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda ZLS seramikler mekanik dayanım özellikleri açısından değerlendirilmek üzere tercih edilmiştir. Bu doğrultuda çalışmamızda kullanılan VITA Suprinity PC ve VITA Ambria materyalleri için üretici firma, cam seramik ve zirkonyumun pozitif özelliklerini bünyesinde barındırdığını belirtmektedir (68,70). Çalışmada çeşitli ZLS seramik

restorasyon tipleri dijital olarak elde edilerek bu restorasyonlardaki stres dağılımı ve miktarları analiz edilmiştir.

Günümüz tedavi yaklaşımında, hem hastaların sahip olduğu estetik beklentiyi karşılayacak hem de yüksek mekanik özellikler sergileyecek materyal seçimi yapmak önem arz etmektedir. Bu nedenle estetik ve mekanik özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi ve bu materyallerin klinik endikasyon yelpazesinin genişletilmesi güncel materyal biliminin en önemli hedeflerinden biri olmuştur (164). Yüksek estetik ve mekanik özelliklere sahip seramik materyallerin geliştirilme çalışmalarının hızla devam etmesinin bir sebebi de monolitik tam seramik restorasyonlara duyulan ihtiyaçtır. Çünkü zirkonyum altyapılı restorasyonların en önemli ve sık karşılaşılan komplikasyonu veneer seramiğinde görülen chipping olarak bildirilmektedir (165–167). Bu komplikasyonu önlemek için tam seramik materyallerin monolitik olarak kullanıldığı restorasyonlar son dönemde oldukça tercih edilir olmuştur (168–171). Yeni monolitik sistemler için uzun süreli başarının klinik değerlendirmesi henüz tam olarak belirlenmemiştir. Ancak birçok çalışma, monolitik seramiklerin kırılma direnci açısından tabakalı seramiklere kıyasla üstün başarı sağladığını göstermiştir (172). Weyhrauch ve ark. (173) yaptıkları çalışmada, farklı monolitik tam seramik implant destekli kuronların kırılma dayanımları karşılaştırılmış ve en yüksek değerlerin ZLS seramik kuronlarda (3056 ± 642 N) gözlendiği ifade edilmiştir. Traini ve ark. (8) monolitik ZLS'nin mevcut zirkonyum altyapılı tam seramik restorasyonlarla karşılaştırılabilir olduğu ve posterior bölgede dahi oral fonksiyon için uygun olduğu sonucuna varmıştır. Yeğin ve Atala (174) 2020 yılında yaptıkları çalışmada, LS_2 ve ZLS seramiklerden monolitik olarak ve tabakalı olarak üretilen restorasyonların implant ve destek kemik üzerindeki stres dağılımını FEA ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda; farklı restoratif materyallerin stres dağılımını etkilemediği ancak monolitik restorasyonların implant ve kemik üzerindeki stres konsantrasyonunu azalttığı ifade edilmiştir.

Materyal özelliklerinin ve restorasyon tasarımının yanında tam seramik sistemlerde restorasyon kalınlığı da kırılma direncinde önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir. Gelişen CAD/CAM teknikleri ve yenilikçi adeziv

teknolojiler ile birlikte daha güçlü materyallerin geliştirilmesi, daha konservatif ve daha ince restorasyonları mümkün hale getirmiştir. Ancak tam seramik restorasyonların ideal kalınlığı için genel görüş ve tavsiye 1,5–2,0 mm'dir (175). Bu nedenle çalışmamızdaki diş destekli restorasyonların kalınlıkları 2,0 mm olacak şekilde standardize edilmiştir. İmplant destekli protezlerde ise standart abutment büyüklüğüne bağlı olarak restorasyon kalınlıkları anterior ve premolar kuronlarda aksiyal yüzeylerde 2,3 mm, posterior kuronda ise 4mm'ye kadar ulaşmaktadır. Restorasyonlardaki bu kalınlık kantilever etkiyi ve lateral yönde yıkıcı kuvvetleri artırmaktadır. Bu durum implantlarda ve restorasyonda biyomekanik komplikasyonlara neden olabilmektedir. Bu nedenle, implantın ve implant destekli restorasyonların uzun vadeli stabilitesinde okluzyonun rolü önemlidir. Genel olarak hem doğal dişler hem de implant destekli restorasyonlar çiğneme sisteminin fonksiyonları ile uyumlu olarak fizyolojik okluzyonda olmalıdır. (176). İmplant destekli kuron restorasyonun anatomisi; restorasyona uygulanan kuvvetin yönünü, büyüklüğünü ve dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Restorasyon anatomisinde önemli olan faktörler, tüberkül eğimlerini ve okluzal tablanın boyutunu içerir. FEA çalışmaları, yüksek tüberkül eğiminin restorasyon üzerindeki kuvvetlerin etkisini arttırdığını göstermiştir (176,177). Tüberkül eğimlerini azaltmak, kuvvetin etkisini azaltarak restorasyonu lateral kuvvetlerinden korur (178). Okluzal tablanın daraltılması, kuvvetlerin dikey olarak yönlendirilmesini sağlar, kantilever etkisini azaltarak devrilme hareketini önler ve kuvvetlerin yıkıcı etkisini azaltır (176). Çalışmadaki implant destekli protez modelleri bu anatomik özellikler göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır. Ancak buna rağmen çalışmamızda en yüksek stres değerleri implant destekli restorasyonlar üzerinde ölçülmüştür. Bu durumun implant-kemik ara yüzündeki rijit bağlantıdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Restorasyonlarda okluzal kalınlığın stres dağılımını etkilediği düşünülmektedir ve bu durumu açıklamaya yönelik çalışmalar yapılmaktadır. LS_2 cam seramikten elde edilen birinci molar dişe ait 1,0 mm ve 2,0 mm okluzal kalınlığa sahip restorasyonların FEA ile analiz edildiği bir çalışmada; okluzal kalınlık ne kadar düşükse, kuron içindeki stres konsantrasyonun o kadar yüksek olduğu ve 2,0 mm'lik okluzal kalınlığın, diş yapısına daha düşük stres aktardığı

rapor edilmiştir (179). Bu nedenle çalışmamızdaki restorasyonların okluzal kalınlıkları santral fossa bölgesinde 1,5 mm, tüberkül tepelerinde 2,0 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Tüm aksiyal yüzeylerde, restorasyona gelen stresin dağılımını dengelemek ve komplikasyon riskini azaltmak için dik açılı bir basamağa ihtiyaç vardır. Bu nedenle tam seramik restorasyonlarda ideal basamak, 1,0 mm kalınlığında iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamaktır. Bu basamak ideal restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan sağlar. (76). Çalışmamızdaki restorasyonlar 1,0 mm iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamaklı olacak şekilde tasarlanmıştır. Çalışmacılar tam seramik sistemlerde chamfer basamak tasarımına kıyasla shoulder basamak tasarımının restorasyona daha fazla mekanik desteklik sağladığını savunmuşlardır (180,181). Shoulder basamaklar diğer basamak çeşitlerine kıyasla diş yapısından daha fazla madde kaldırılmasını gerektirir. Bu durum shoulder basamağa ait bir dezavantaj olarak sayılsa da restorasyonun servikal kalınlığını artırmasından dolayı restorasyona gelen streslere karşı kole bölgesinde ilave desteklik sağlar. Çalışmamızın analiz sonuçlarında, stres değerinin en düşük seviyede görüldüğü restorasyon alanlarından biri olan kole bölgesindeki bu durumun shoulder basamak tasarımına bağlı olarak geliştiği düşünülmektedir. Miura ve ark. (182) shoulder, iç açısı yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak tasarımlarının tam seramik restorasyonlarda oluşturduğu stres dağılımını incelemek üzere yaptıkları FEA çalışmasında; iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamakların restorasyonda oluşan stresi en aza indirmek için optimal geometriye sahip olduğunu göstermektedir.

Çok üyeli restorasyonlarda dayanımı etkileyen bir diğer faktör ise konnektör kalınlığıdır. Konnektör kalınlığına bağlı olarak restorasyonlarda oluşan stresleri ve restorasyonun dayanımını değerlendiren çalışmalar; konnektör boyutundaki artmanın kırılma dayanımı için önemli katkıları olduğunu bildirmiştir (172,183). Çalışmamızda üç üyeli sabit restorasyonların konnektör kalınlığı 16 mm^2 (4x4 mm) olarak belirlenmiştir.

Dental materyallerin güvenilirlik değerlendirmesi ve sağ kalım tahmini, diş hekimliğinde ve özellikle protez alanında her zaman önemli olmuştur. Bu nedenle materyallerin kırılma dayanımını ve stres analizlerini gerçekleştirmek için çeşitli testlerden faydalanılmaktadır. Bu testler sayesinde materyallerin

mekanik özellikleri incelenerek, başarı oranları değerlendirilebilmekte, klinik davranışları ve sağkalımı hakkında tahminde bulunmak mümkün olabilmektedir. Klinik çalışmaların zor ve zaman alıcı olması nedeniyle laboratuar testleri tercih edilmektedir. Ancak bu yöntemler kullanıldığında seramiklerin mekanik değerlendirilme sonuçlarında, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarına bağlı olarak farklılıklar oluşabilmektedir (184). Bu nedenle çalışmalarda üretim tekniği ve örnek sayısının yetersizliği gibi bazı kısıtlamalar ve bu kısıtlamalara bağlı olarak mekanik özelliklerinde farklılıklar olabilmektedir (185). Bu sınırlamaların üstesinden gelmek için, FEA gibi bilgisayar destekli dijital testler, dental sistemlerdeki (protez bileşenleri, implant, çevreleyen kemik doku, vb.) stres miktarını ve dağılımını analiz etmek için diş hekimliğine dahil edilmiştir. FEA, kuvvet-stres etkileşimini inceleyen yeni bir metodolojidir ve tam seramik kuronların güvenilirliğini ölçmek için de kullanılmaktadır. Bu yöntem, tam seramik kuronu, porselenin okluzal yükleri ve mekanik özellikleri dahil olmak üzere tam seramik sistemde yer alan çok sayıda faktörle ilişkili yapısal bir bileşen olarak kabul eden bir olasılık analizidir (186).

Analiz sonucunda hesaplanan Von Mises stresleri, kuvvet uygulanması sonucunda restorasyonlarda oluşan streslerin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır ve bu değer restorasyonun stres dayanımı hakkında bilgi vermektedir (93,99). Çalışmamızın amacı; çeşitli restorasyonlarda oluşan stres değerleri ve dağılımlarını inceleyerek klinik uygulama alanları hakkında daha geniş bilgiye ulaşmak olması dolayısıyla çalışmamızda Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. FEA sonucunda hesaplanan bir başka stres değeri olan asal stresler ise dik koordinatlardaki kuvvetlerin oluşturduğu streslerdir ve kuvvet altındaki cisme etkiyen üç tip asal stres vardır: Maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres. Yükleme altındaki bir cisimde hangi asal stres çeşidinin mutlak değeri daha büyük ise, cisim o asal stresin etkisi altında demektir. Analiz çalışması neticesinde değerlendirilmesi gereken stres türü de mutlak değeri büyük olandır. Bu streslerden biri olan minimum asal stres en yüksek sıkıştırma gerilimini (compressive stress) ifade eder ve negatif değere sahiptir (100). Çalışmamızda kullanılan modellere uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak restorasyonlarda

sıkışma gerilimi görülmektedir ve mutlak değeri büyük olan kuvvet minimum asal strestir. Bu nedenle çalışmamızda restorasyonların minimum asal stresleri değerlendirilmiştir.

Tribst ve ark. (187) implant destekli posterior kuronların stres dağılımı üzerine yaptıkları FEA çalışmasında, aralarında zirkonyum ve LS_2'nin bulunduğu tam seramik restorasyonları karşılaştırmıştır. Çalışmada en başarılı sonuçları zirkonyum vermiş ve onu LS_2 takip etmiştir. Çalışmacılar yüksek elastik modülünün kuron üzerinde daha iyi stres dağılımı gösterdiğini ve klinik kullanımda daha başarılı mekanik davranışa neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bataineh ve ark. (172) ise 3 üyeli diş destekli sabit restorasyonlarda oluşan stresleri değerlendirmek üzere bir FEA çalışması yapmışlardır. Çalışmada restorasyonlar zirkonyum ve LS_2 seramiklerden monolitik olarak tasarlanmıştır. Çalışmanın sonucunda zirkonyum 3 üyeli restorasyonların LS_2 restorasyonlara kıyasla daha üstün yorulma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Soares ve ark. (188) implant destekli tam seramik restorasyonlar üzerinde yaptığı çalışmada zirkonyum, ZLS, LS_2 ve hibrit seramikleri in-vitro olarak ve FEA ile karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda en yüksek dayanım değerinin zirkonyuma, ikinci en yüksek değerin ise ZLS seramiklere ait olduğu rapor edilmiştir (Zirkonyum > ZLS ≥ LS_2 >hibrit seramik). Bu durumun herbir restoratif materyalin mikro yapısının stres dağılımını etkilediği ve kristal içeriği ne kadar yüksek olursa restoratif materyal içindeki stres konsantrasyonunun o kadar yüksek olacağı şeklinde açıklanmıştır. Ancak bu sonuçların aksine, Alakkad ve ark.'nın (189) gerçekleştirdiği yüzey işlemlerinin farklılığına bağlı olarak cam seramiklerin mekanik davranışlarını karşılaştıran in-vitro çalışmada; tüm yüzey işlemleri için ZLS seramiklerin (Celtra Duo), LS_2 seramiklerden (IPS e.max CAD) önemli ölçüde daha düşük ancak lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden (IPS Empress CAD) daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bulunmuştur.

Son 30 yılda etkili bir şekilde gelişen CAD/CAM teknolojisi ile birlikte restorasyon tasarımından imalatına kadar geniş kullanım alanına sahip çok sayıda dijital sistem, klinisyenler ve diş laboratuvarları için kullanılabilir hale gelmiştir. CAD/CAM teknolojisi ve materyal bilimindeki eşzamanlı gelişmeler

sayesinde her geçen gün materyal kalitesi ve çeşitliliği artmakta ve daha estetik tam seramik monolitik restorasyonlar yaygınlaşmaktadır (171). CAD/CAM sistemleri, daha kısa sürede daha yüksek kalitede ürün sunma, üretim sürecinin tekrarlanabilir olması ve teknikteki yanlışlıkları en aza indirmesi (190), yüksek dayanım ve uyuma sahip restorasyonların üretimini daha kolay ve hızlı gerçekleştirmesi (191) gibi avantajlara sahiptir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikatların piyasaya sürülen ilk formu CAD/CAM blok formudur. Üretim tekniğindeki farklılığın materyalin mekanik özellikleri açısından olumlu gelişmelere sebep olacağı düşüncesi ile preslenmiş ingot formu da kısa süre önce piyasaya sürülmüştür. Cam seramiklerin eritildikten sonra basınçla akıtılmasına dayanan bir üretim sistemi olan sıcak presleme tekniği; net şekil verilebilme, azaltılmış gözeneklilik, artan Weibull modülü, kırılma dayanımında artma ve mükemmel marjinal uyum gibi avantajlar nedeniyle dental restorasyonlarda geniş uygulama alanı bulmuştur (192). Ancak ZLS seramikler için üretim tekniğindeki bu farklılığın mekanik dayanım üzerine etkisini inceleyen yeterli çalışma henüz bulunmamaktadır.

Mevcut çalışmalarda lityum disilikat cam seramiklerin ve ZLS seramiklerin CAD/CAM blok ve preslenmiş ingot formları kullanılarak karşılaştırmalar yapılmıştır. Bukhari (193) tez çalışmasında CAD/CAM blok ve preslenmiş ingot formundaki lityum disilikat cam seramikleri (IPS e.max CAD ve IPS e.max Press) ve ZLS seramikleri (Celtra Duo ve Celtra Press) mekanik olarak karışılaştırmıştır. Sonuç olarak IPS e.max CAD en yüksek kırılma dayanımına sahip olurken, onu IPS e.max Press, Celtra Press ve Celtra Duo'nun takip ettiği belirtilmiştir. Alkadi ve Ruse lityum disilikat cam seramiklerin CAD/CAM blok (IPS e.max CAD) ve preslenmiş ingot (IPS e.max Press) formunu kırılma tokluğu açısından karşılaştırdıkları deneysel çalışmada; IPS e.max Press'e ait sonuçların kırılma tokluğu açısından IPS e.max CAD'den üstün olduğunu göstermişlerdir. Deney sonucunda IPS e.max Press'in IPS e.max CAD'den önemli ölçüde ($p<0,5$) daha yüksek kırılma tokluğu değeri gösterdiğini ve Weibull modülüne (m) bağlı olarak IPS e.max Press'in klinik kullanım açısından daha güvenilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca SEM ile görüntülenen kırık yüzeylerde iki materyal arasında belirgin bir fark olduğu ve IPS e.max Press'te daha eksiksiz bir kristalizasyon olduğunu

söylemişlerdir ve bu durumun büyük olasılıkla tespit edilen daha yüksek kırılma tokluğuna bağlı olarak geliştiği şeklinde yorumlamışlardır (194). Bu çalışmanın sonuçlarından farklı olarak, Fonzar ve ark. yine LS_2 cam seramiklerin CAD/CAM blok (IPS e.max CAD) ve preslenmiş ingot (IPS e.max Press) formunu kırılma dayanımı açısından karşılaştırdıkları deneysel çalışmada (195); blok ve ingot numunelerine ait kırılma tokluk değerlerinin önemli ölçüde farklılık göstermediği belirtilmiştir. FEA ile analiz edilen, içlerinde ZLS blok ve ZLS ingotun da yer aldığı çeşitli materyalleri karşılaştıran bir başka çalışmada ise ZLS blok ve ZLS ingottan elde edilen restorasyon modellerinin stres konsantrasyonları biribirine son derece yakın bulunmuştur (125). Bu sonuçlara paralel olarak çalışmamızda; ZLS seramik materyalinden elde edilen aynı restorasyona ait modellerde blok ve ingot formlar arasında, oluşan stres miktarı ve streslerin yoğunlaştığı bölgeler açısından anlamlı fark bulunmamıştır, değerler birbirine yakın olarak hesaplanmıştır. Hem dikey hem de oblik yükleme altında M1, M2, M3, M4, M5 ve M6 modellerinin her birinde Von Mises ve minimum asal stres değerleri kendi içinde değerlendirildiğinde; modellerin S (VITA Suprinity PC) ve A (VITA Ambria) formları arasında en yüksek stres değerinde belirgin fark olmadığı görülmüştür (Tablo 4.2). Yine benzer şekilde aynı restorasyonun S ve A formu arasında stresin yoğunlaştığı restorasyon bölgeleri açısından da fark bulunmamıştır.

Maksiller-mandibular dişler arasında oluşan okluzal kuvvet ve çiğneme işlevi, çene kaslarının kasılması ile sağlanır ve fonksiyon sırasında dinamik olarak meydana gelir. İdeal okluzal kuvet dağılımının sağlanması; ekleme, dişlere ve proteze gelecek aşırı yükleme gibi olumsuz sonuçların önlenmesi ve doğru fonksiyon için gerekli ve önemlidir. Protez başarısını etkileyen en önemli unsurlardan bir tanesi okluzal aşırı yüklemelerdir ve protezin fonksiyonel performansının değerlendirilmesi için temel oluşturur (196). Fonksiyon sırasındaki okluzal yükleme miktarı; cinsiyete, yaşa, dişlerin durumuna, çiğneme sistemi performansına ve ark konumuna bağlı olarak değişiklik gösteren ısırma kuvvetine bağlıdır (197). Varga ve ark. (197) 18 yaşındaki 16 kadın ve 14 erkekten oluşan çalışma grubunda ısırma kuvvetini sağ ve sol arkta ayrı ayrı olacak şekilde ölçen bir çalışma yapmıştır. Sağ taraf ısırma kuvveti erkeklerde 777,7 ± 78,7 N, kadınlarda 481,6 ± 190,4 N olarak ölçülmüştür.

Çalışmamızda erkek ve kadınlara ait ortalama bir değer olması nedeniyle ve tasarladığımız restorasyonların ağız içinde sağ bölgede bulunması dolayısıyla uyguladığımız kuvvetler 500 N olarak belirlenmiştir. Okluzal yükleme altındaki restorasyonların mekanik cevaplarını inceleyen ve okluzal yüklemenin 500 N olduğu FEA çalışmaları mevcuttur (198–201).

Çiğneme fonksiyonu sırasında çok çeşitli açılarda kuvvetler oluşabilir bu nedenle statik ve dinamik yükleme yapılan stres analiz çalışmalarında, sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir (202). Oblik yüklerin çok daha fazla klinik önemi olduğu, dikey ve horizontal yüklerden daha fazla stres oluşturduğu (203), analiz uygulamalarında ise horizontal yüklerin göz ardı edilmesi gerektiği bildirilmiştir (204). Bizim çalışmamızda da FEA kapsamında, dik ve oblik yükler değerlendirilirken, horizontal kuvvetler göz önüne alınmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda her modelin analizi dikey yükleme altında ve 45° açılı oblik yükleme altında olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleştirilmiştir. Okluzal yükleme yönünün mekanik yanıta etkisini inceleyen çalışmalarda; benzer şekilde oblik yüklemenin mekanik yanıtı etkilediği, dikey yüklemeye kıyasla daha yüksek stres ve gerinme değerleri gösterdiği bulunmuştur (146,205,206). Acharya ve ark. (207), uygulanan farklı kuvvet büyüklüklerinin restorasyona etkisini karşılaştırdıkları çalışmada, kuvvetin büyüklüğü ve uygulandığı yüzey genişliği ne olursa olsun oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlere göre daha fazla mekanik etki ve stres yoğunluğu oluşturduğunu söylemişlerdir. Bu bilgilere paralel olarak çalışmamızın sonucunda modellerin tamamında oblik yükleme altında oluşan Von Mises ve minimum asal stres değerleri dikey yükleme altında oluşan stres miktarına göre yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki analiz sonuçlarına bağlı olarak, okluzal yüklemenin yönünün, implant ve diş destekli sabit bölümlü protez sistemlerinde stres dağılımını ve lokal stres birikimini etkilediği söylenebilmektedir.

Dikey ve oblik yüklemeler altında elde edilen stres değerleri arasındaki farkın en fazla olduğu model M6 modeli olmuştur. M6-S modelinin dikey ve oblik yükleme altında en yüksek Von Mises stres değerleri sırasıyla 109,36 MPa ve 174,95 MPa; en yüksek minimum asal stres değerleri sırasıyla 66,19 MPa ve

99,34 MPa olarak bulunmuştur. M6-A modelinin dikey ve oblik yükleme altında en yüksek Von Mises stres değerleri sırasıyla 110,23 MPa ve 176,17 MPa; en yüksek minimum asal stres değerleri sırasıyla 66,15 MPa ve 98,97 MPa olarak bulunmuştur. Dikey ve oblik yüklemeler arasındaki bu farkın 3 üyeli implant destekli sabit protezlerin biyomekanik özeliklerine bağlı olarak geliştiği düşünülmüştür.

Restorasyon tipi, restorasyon materyali, kuvvet yönü ve büyüklüğü gibi biyomekanik faktörler kuvvet iletimine etki etmektedir (80). Bu faktörler arasında bulunan restorasyon tipi ve materyal seçimi çalışmamızın başlangıç noktasını oluşturmakta olup, implant destekli ve prepare edilmiş diş destekli güncel seramik restorasyonlarda okluzal yükleme altında oluşan stres dağılımları FEA ile analiz edilmiştir. Çalışmamızda restorasyonlara iki farklı yönde kuvvet uygulanarak analizlerin çeşitliliği artırılmış, böylece materyallerin restorasyonlar üzerindeki stres dağılımları ölçülerek erken ve ileri dönem protez başarısızlıklarının önüne geçilebilmesi için rehber olunması amaçlanmıştır.

Tüm modeller arasında en yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerine sahip olan modelin oblik yükleme altındaki M6 modeli olduğu görülmüştür. İmplant destekli 3 üyeli sabit protez restorasyonunu temsil eden bu modele ait stres değerlerinin tek kuron modellerine kıyasla yüksek çıkması, restorasyonun köprü tasarımına sahip olması ve köprü tasarımın gövde (pontik) üzerinde esnemeye müsade etmesi olarak yorumlanmıştır. Çünkü köprü restorasyonlarında destek dişler arasında kalan gövdeyi temsil eden desteksiz bölge protez yapısında esnemeye sebep olmaktadır. Esneme artıkça protezde chipping, desimantasyon ve abutment vida kırılması gibi komplikasyonların görülme sıklığı da artmaktadır (80). Esneme miktarı, gövde uzunluğunun küpü ile doğru orantılıdır. Bu nedenle ideal tedavi planında gövde uzunluğu iki premolar dişin mesio-distal genişliğine denk gelen 13,5-16 mm arasında olmalıdır (208). Çalışmamızdaki restorasyonda gövde tek premolar dişten oluşmakta ve ideal mesafe sınırını aşmamaktadır. Böylece restorasyonda oluşan stres miktarının, ZLS seramik materyallerin kırılma dayanımı sınırını aşmadığı ve güvenli aralıkta olduğu görülmüştür. Gövdede oluşan esneme, destekler

üzerinde çekme ve gerilme kuvvetleri meydana getirerek konnektör bölgede stresi artırmaktadır. Bataineh ve ark. (172), farklı tam seramik 3 üyeli restorasyonlarda konnektör kalınlığındaki değişimin strese etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, çalışmada kullanılan seramik materyali ve konnektör kalınlıkları ne olursa olsun restorasyonda oluşan stresin en fazla konnektör bölgelerde yoğunlaştığını ve oluşan stres miktarının konnektör kalınlığı ile ters orantılı olarak azaldığını rapor etmişlerdir. Borba ve ark. (209) ise 9 mm^2 ve 16 mm^2 konnektör kalınlıklarındaki zirkonyum altyapılı tam seramik restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, 16 mm^2 konnektör kalınlığındaki restorasyonların daha iyi mekanik sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamıza ait analiz sonuçlarımızda, M6 modelinde stresin yoğunlaştığı alanların konnektör bölgeleri olduğu görülmüştür ve elde edilen bu sonuçların köprü protezlerinin biyomekanik kavramlarına uygun olduğu yönünde değerlendirme yapılmıştır.

Oblik yükleme altındaki M6 modelinde görülen stres miktarındaki göreceli yüksekliğin bir diğer sebebinin de protezin implant destekli bir restorasyon olmasından kaynaklandığı düşünülmüştür. Çünkü ağız içi kuvvetleri absorbe edici özelliği olan periodontal dokulara sahip olmamasından dolayı implant destekli restorasyonlar okluzal yüklemelere daha duyarlıdır, bu nedenle restorasyon üzerinde biriken stres miktarı daha fazla olmaktadır (210). Buna ilave olarak 3 üyeli implant destekli restorasyonların biyomekanik davranışını etkileyen çeşitli tedavi yaklaşımları bulunmaktadır: iki implantın dayanak olarak kullanıldığı gövde dizaynına sahip 3 üyeli köprü restorasyonu, her eksik diş için bir implantın yerleştirildiği splintlenmiş kuronlar ve yine her eksik diş için bir implantın yerleştirildiği splintlenmemiş tek kuronlar. Ağız içi kullanım sırasında restorasyonların herbirinin okluzal kuvvetlere verdikleri stres cevapları farklı olmaktadır (80). Cepic ve ark. bu restorasyonların mekanik olarak karşılaştırıldığı bir FEA çalışmasında; tek kronlarda hiçbir komşu kontak modellenmediğinden, streslerin her zaman yükleme yapılan kuron etrafında lokalize olduğu görülmüştür. Oluşan stres alanının splintlenmiş tasarımınkinden çok daha büyük olduğu ifade edilmiştir. Köprü tasarımında ise orta implant eksik olduğundan lokal streslerin sadece dayanak kuronlarda ve implantların çevresinde yoğunlaştığı ve Von Mises stres değerinin diğer modellerden daha

yüksek olduğu görülmüştür (211). Çalışmamızda tasarladığımız iki implant destekli 3 üyeli sabit bölümlü protezde oluşan stresler biyomekaniğine uygun olarak diğer restorasyon tasarımlarından yüksek değerlere sahip olmuştur. Buna rağmen elde edilen sonuçlar materyalin kırılma dayanımını aşmamakta ve güvenli aralıkta bulunmaktadır. Ancak yine de bu restorasyondaki stres değerini azaltmak için implant sayısının artırılması ve restorasyonun kuronlar splintlenerek tasarlanması önerilebilir. Çalışmacılar 3 üyeli implant destekli sabit bölümlü bir protez için, daha fazla sayıda implantın, çiğneme sırasında daha iyi mekanik tepki ile sonuçlanabileceği sonucuna varmıştır (205).

Diş destekli restorasyonlarda en yüksek stres miktarı her iki yükleme koşulu altında M3 modeline aittir. Ardından M2 ve M1 modelleri sırasıyla daha düşük değerler göstermektedir. Köprü restorasyonlarında destek dişler arasında kalan gövdeyi temsil eden desteksiz bölgedeki esneme restorasyondaki stresin artmasına sebep olmaktadır. Bu durum diş destekli üç üyeli sabit bölümlü protez modelini temsil eden M3 modelinin daha yüksek stres değerlerine sahip olmasını açıklamaktadır. Diş destekli posterior tek kuron modelini temsil eden M2 modeline ait stres miktarının M3 modelinden az, ancak diş destekli anterior tek kuron modelini temsil eden M1 modelinden yüksek olduğu görülmüştür. FEA çalışmalarında modellenen restorasyonların stres miktarı klinik kullanımda sağkalımı hakkında fikir vermektedir. Bu nedenle çalışmamızın sonuçları ile uyumlu olarak anterior ve posterior tam seramik kuronların başarısını karşılaştıran bir çalışmanın sonuçları; anterior (%6,5) ve posterior (%9,1) tam seramik kuronlar arasında başarısızlık açısından farklılıklar olduğunu ancak farkın sadece %3 olduğunu göstermektedir. Bunun klinik bir önemi olmasına ve tam seramik posterior kuronları tercih ederken biraz daha dikkat gerektirmesine rağmen, anterior ve posterior kuronlar arasındaki başarısızlık farkının nispeten küçük olduğu ifade edilmiştir (212).

İmplant destekli tek kuronlar tek diş eksikliğinde üç üyeli diş destekli tedavilere önemli bir alternatiftir. Çalışmalarda implant destekli tek kuron restorasyonlarının, sabit bölümlü protezlerden daha fazla sağkalım oranına sahip olduğu ifade edilmektedir (213). Tek diş eksikliğine bağlı tedavi yöntemleri olan üç üyeli diş destekli sabit protezler ve implant destekli tek

kuronları karşılaştıran öncceki klinik bir çalışmada; anterior ve posterior bölgeler değerlendirilmiştir. Anterior ve posterior tek diş eksikliğine bağlı olarak yapılan üç üyeli sabit bölümlü protezler ve implant destekli tek kuronlar sağkalım açısından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak diş destekli üç üyeli sabit protezlerin ve implant destekli kuronların posterior bölgede sağkalım oranları istatistiksel olarak farklı bulunmamıştır. Anteriorda implant destekli kuronların sağkalımının anlamlı derecede yüksek olduğu önceki yapılan bir başka çalışmada rapor edilmiştir (214). Ancak çalışmamızın analiz sonuçları bu bulgulara farklı veriler sunmuştur. Dikey yükleme altında en yüksek Von Mises ve en yüksek minimum asal stres değeri M4-A modelinde sırasıyla 122,67 MPa ve 113,50 MPa olarak ölçülmüştür (en yakın diğer değer, M4-S: 122,56 MPa ve 112,63 MPa). Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda dikey yükleme koşulu altında her iki stres değeri için en yüksek değerlerin M4 modeline ait olduğu görülmüştür. Bu durum anterior tek kuron restorasyonunda ZLS seramiklerin güvenilirliği hakkında daha fazla test yapılması ihtiyacını doğurmuştur. Ancak analiz sonuçlarında elde edilen sayısal verilere bakıldığında stres miktarının materyalin kırılma dayanımından az olduğu ve böylece restorasyonun güvenli olduğu sonucu elde edilmiştir.

Okluzal yükleme altında restorasyonlara ait stres miktarları ve biyomekanik faktörleri değerlendirebilmek için restorasyonların destek aldığı altyapısı bir diğer önemli faktördür. Çünkü gelen kuvvetin restorasyon üzerindeki dağılımı diş destekli ve implant destekli restorasyonlarda birbirinden farklı olmaktadır. Diş destekli ve implant destekli restorasyonlardaki en önemli fark, implantların kemikle rijit bağlantı yapmasıdır. Bu bağlantıdan ötürü dental implantlarda şok absorpsiyonu sağlayan periodontal ligament, dokunsal hassasiyet ve proprioseptif geri bildirim sağlayan periodontal mekanoreseptörler bulunmamaktadır. İmplantların bu özelliklerinden dolayı implant destekli restorasyonların okluzal yüklemelere daha duyarlı olduğu düşünülmektedir. (210,215).

Protetik restorasyonlara gelen okluzal kuvvetler; protezin başarısını, diş destekli protezlerde dayanak dişlerin prognozunu ve implant destekli protezlerde implantların sağkalımını etkileyen en önemli unsurlardan biridir

(80). Okluzal yükler altında restorasyonda oluşan stres miktarının ve dağılımının bilinmesi böylece ileri dönük komplikasyon ihtimalini ve sağkalımı tahmin etmek amacıyla çalışmamızda okluzal yük altında stres dağılımını incelediğimiz restorasyonların herbiri implant destekli ve diş destekli olarak tasarlanmış ve değerlendirilmiştir. Diş destekli ve implant destekli sabit bölümlü protezleri komplikasyon ve sağkalım açısından karşılaştıran bir çalışmada; Rand ve ark. (216) monolitik zirkonyumdan oluşan 4 üyeli sabit bölümlü protezleri diş destekli, implant-diş kombinasyonu destekli ve implant destekli olmak üzere üç farklı şekilde tasarlayarak oluşan stresi FEA ile analiz etmiştir. Okluzal yük, yalnızca gövdeler arasındaki orta konnektör üzerinden uygulanmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucu; en yüksek stresin tüm modellerde sabit protezlerin orta konnektöründe oluştuğunu ve üç model arasında yaklaşık %20'ye kadar değişiklik gösterdiğini ortaya koymuştur. En yüksek stresin diş destekli modelde, en düşük stresin ise implant destekli modelde oluştuğu ifade edilmiştir. Sonuçlar, destek ne kadar rijit olursa restorasyonda oluşan streslerin o kadar düşük olacağı şeklinde açıklanmıştır. Ancak bu çalışmanın aksine Pjetursson ve ark. (217) implant destekli restorasyonlar için teknik komplikasyon insidansının önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada; 10 yıllık kullanım sonrası tahmini sağkalımın diş destekli sabit bölümlü protezler için %89,2 olurken implant destekli sabit bölümlü protezler için %86,7 olduğu ifade edilmiştir. Bu araştırmanın sonucuna paralel olarak çalışmamız sonucunda modellerde oluşan Von Mises ve minimum asal streslerin her restorasyona ait implant destekli modelde diş destekli modellere kıyasla daha fazla olduğu bulunmuştur. Maruz kaldıkları okluzal yüklemeler neticesinde implant destekli sabit restorasyonlarda komplikasyon görülme sıklığı artmakta ve sağkalım süresi kısalmaktadır.

Restore edilmiş dişlerde, çiğneme işlemleri sırasında diş-restorasyon, abutment-restorasyon arayüzündeki stresler destek yapı ve restorasyon için önemlidir. Bu bölgede oluşan stresler seramikte çatlaklara neden olabilir; devam eden stres birikerek çatlakları büyütebilir ve ilerletebilir, sonuç olarak restorasyon kırabilir (218). Çalışmamızda diş destekli tek kuron restorasyonların iç yüzeyinde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık

gelen noktaların ve implant destekli tek kuron restorasyonların iç yüzeyinde abutmentın tepe noktasına karşılık gelen sınırların stresin en yüksek olduğu bölgelerden biri olduğu görülmüştür. Kuvvet altındaki aşırı yüklenen alanların esas olarak kuronun okluzal yüzeyinde yoğunlaştığını ifade eden çalışmalar da vardır (211). Çalışmamızda her iki yöndeki yükleme altında yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeylerde kuvvetin uygulandığı alan boyunca stres dağılımının yoğunlaştığı şeklinde sonuçlar kaydedilmiştir.

Bu sonuçlara ilave olarak üç üyeli sabit bölümlü protez modellerinde streslerin konnektör bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca köprü modelinde streslerin kuronların daha geniş alanına dağıldığını ifade eden çalışma sonuçlarına paralel olarak modellerin tamamında restorasyonların iç yüzeyinde oluşan streslerin konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenarlar boyunca yoğunlaştığı tespit edilmiştir (211). Bu doğrultuda ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenara, kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenara karşılık gelen alanda stres miktarının en yüksek değerde olduğu görülmüştür. Okluzal yüzeye bakıldığında ise en yüksek stres değerini gösteren alanın birinci premolar gövdenin distal fossası olduğu görülmüştür. Çalışmamızdaki modellerde; restorasyonların iç yüzeyinde, vestibul yüzeyinde ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük değerlerde stres oluştuğu görülmüştür. Benzer sonuçlar Özdoğan ve ark.'nın (219) yaptığı çalışmada da elde edilmiştir. Çalışmada modellere okluzal yükler fonksiyonel tüberküller üzerine uygulanmıştır. Çalışmaya ait renkli görseller incelenerek streslerin yoğunlaştığı alanlar değerlendirildiğinde; en yüksek stres değeri fonksiyonel tüberkül tepesinde oluşurken kolede oluşan stresin oldukça düşük değerde olduğu söylenebilir. Okluzal yükleme sonucunda çok üyeli restorasyonlarda oluşan stresleri değerlendirmek üzerine yapılan FEA çalışmalarında; analiz sonuçlarının verildiği renkli görsellerde stres yoğunluğunun kole bölgesinde daha az olduğu görülmüştür (209,216).

Dental seramik materyallerin mekanik performansına, statik mekanik davranışını yansıtan kırılma dayanım değerleri ölçülerek deneysel olarak yaklaşılabilmektedir. Klinik kullanımda dental restorasyonlar, sürekli veya tekrarlayan koşullar altında kritik yüklerinin çok altında değerlere maruz

kalmaktadırlar. Bir noktaya gelen stres maruz kaldığı süre boyunca değişkenlik gösterebilir ve biriken stresler yorulma hasarı meydana getirebilir. Dental restorasyonlarda ağız içinde görülen bu dinamik stresin aksine deneysel testler tek bir stres durumu için analiz edilen statik stresi hesaplar (220). Bu nedenle çalışmaların bir kısmında, farklı tasarımlara sahip seramik restorasyonların alternatif yükleme alanlarını karşılaştırmak için deneysel testlerin yanında; yükleme sonrası restorasyonların, destek doku ve yapıların biyomekanik davranışını tahmin etmek için FEA yöntemi de kullanılmıştır (174,220,221).

Deneysel yöntemler, karmaşık geometriler (örneğin, karmaşık şekiller, çok malzemeli sistemler, vb.), maliyetli materyaller, zaman alıcı hazırlık prosedürleri ile karşı karşıya kaldıklarında belirli aşamalarda uygulanan sınırlamalardan zarar görebilir. İstenen parametreyi ölçmek için genel bir yetersizliğe sebep olabilir. Deneysel yöntemlerin sınırlamalarının sağlayabileceği faydayı engellemesi veya söz konusu değişkeni ölçememesi, araştırmacıları analitik ve sayısal teknikler aracılığıyla alternatif matematiksel tahmin yaklaşımlarına yönlendirmektedir. Analitik ve sayısal yaklaşımlar, fiziksel bir örnek kullanarak fenomenleri doğrudan ölçmek yerine, yaklaşık bir geometri kullanarak çalışır. Szwedowski ve ark. (222) FEA'yı gerçek modellerle karşılaştıran çalışmalarında, FEA modellerinden elde edilen stres değerlerinin Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ölçümleriyle uyum sağlayan yakın sonuçlar verdiğini bulmuştur.

Çalışmamızın bulgularının önemine rağmen, bazı sınırlılıkları olduğunu da göz önünde bulundurmak önemlidir. FEA'nın belirli sınırlamaları vardır. FEA klinik durumun tamamen kopyalanamayacağı bilgisayar destekli in vitro bir çalışmadır. Stres analizleri genellikle statik yükleme altında yapılır ve gerçekte böyle olmasa da malzemelerin mekanik özellikleri izotropik ve lineer elastik olarak ayarlanarak standardize edilir. Bu nedenle, sonuçlar yalnızca niteliksel olarak kabul edilebilir (108). FEA'da canlı bir dokunun sahip olduğu biyolojik dinamikleri ve kuvvete maruz kaldığı süre gibi faktörleri hesaba katmak mümkün olmadığı için aslı gibi modellenmesi mümkün değildir. Bir analiz çalışması olarak FEA; sıcaklık değişimleri, kayma hareketlerine bağlı gelişen farklı stres durumları, hastanın potansiyel parafonksiyonel alışkanlıkları

ve nem, ısı gibi ağız ortamını taklit eden diğer faktörlerin değerlendirilebildiği klinik bir senaryodan çok farklıdır (223).

Yukarıda belirtilen hususlara ek olarak dental restorasyonların klinik başarısının çok faktörlü olduğu ve FEA çalışmalarındaki sınırlamalar göz önüne alındığında, sonuçlarımızı doğrulamak için klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir. Bilimsel literatürde şu anda ZLS materyaline ait klinik, uzun süreli, kontrollü ve randomize çalışmaların sonuçları eksiktir. Bu materyallerin mekanik özellikleri hakkında daha detaylı bilgi elde etmek için, in vitro çalışmalar ve FEA çalışmaları tarafından bildirilen verilerin in vivo çalışmalar ile daha fazla desteklenmesi gerektiği açıktır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Sabit bölümlü protezler ile tedavi edilmiş dişlerde, restorasyon materyali ağız içinde kullanım sırasında belirli streslere maruz kalır. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının ve değerlerinin ölçülmesi, yapılan restorasyonun sağ kalımı ve üretilecek olan yeni materyallerin geliştirilmesi için önemlidir. Bu doğrultuda güncel çalışmaların önemli bir kısmı, estetik olarak öne çıkan materyallerin mekanik dayanımlarının ölçümü ve birbirleri ile karşılaştırılması üzerine yoğunlaşmıştır. Çalışmamızda farklı üretim tekniklerine sahip iki adet ZLS seramik materyali, çeşitli restorasyonlar ve dayanaklar üzerine uygulanarak üretim tekniğinin, restorasyon tipinin ve dayanak çeşidinin stres dağılımı ve dayanıklılığa etkisi açısından karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre:

1. Modellerin tamamında oblik yükleme altında oluşan streslerin dikey yükleme altında oluşan stres miktarından fazla olduğu bulunmuştur.
2. En yüksek Von Mises ve minimum asal stres değerlerinin oblik yükleme altındaki 3 üyeli sabit bölümlü protez modeline ait olduğu görülmüştür.
3. Von mises ve minimum asal streslerin prepare edilmiş diş destekli restorasyonlarla karşılaştırıldığında aynı restorasyonun implant destekli formunda daha yüksek değerlere sahip olmuştur.
4. Diş destekli tek kuron restorasyonların iç yüzeyinde kesilmiş dişin tuberkül tepesine karşılık gelen noktalar ve implant destekli tek kuron restorasyonların iç yüzeyinde abutmentın tepe noktasına karşılık gelen alanlar stresin en yüksek olduğu bölgeler olmuştur.
5. Üç üyeli sabit bölümlü protez modellerinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgelerde oluştuğu görülmüştür.
6. Üç üyeli restorasyonların iç yüzeyinde oluşan streslerin konnektör bölgesine yakın olan marjinal kenarlar boyunca yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu doğrultuda ikinci premolar dişe ait kuronun iç yüzeyinde mesial marjinal kenara, kanin dişe ait kuronun iç yüzeyinde distal marjinal kenara karşılık gelen yüzeyde stres miktarının en yüksek değerde olduğu tespit edilmiştir.

7. Tek kuron modellerinde okluzal ve palatinal yüzeylere bakıldığında; her iki yükleme koşulu altında kuvvetin uygulandığı alan boyunca stresin yoğunlaştığı, üç üyeli restorasyonlarda ise en yüksek stres değerinin birinci premolara ait gövdenin okluzal yüzeyinde görülmüştür.
8. Çalışmamızdaki modellerde prepare edilmiş dişin tüberkül tepesine karşılık gelen nokta, abutmentin tepe noktasına karşılık gelen sınır, kuvvetin uygulandığı okluzal ve palatinal yüzeyler dışında; restorasyonların iç yüzeyinde, vestibul yüzeyinde ve kolesinde toplam stres miktarına kıyasla oldukça düşük miktarda stres oluştuğu görülmüştür.

Bulgularımız değerlendirildiğinde ZLS ile üretilen sabit protetik restorasyonlarda oluşan streslerin kuvvetin büyüklüğü, yönü, restorasyonun üye sayısı ve ağız içindeki konumu gibi birçok faktörlerden etkilendiği sonucuna varılmıştır. Ancak kullanılan materyalin üretim tekniği değerlendirildiğinde CAD/CAM blok ve preslenmiş ingot arasında oluşturdukları stres miktarı açısından fark bulunmamıştır.

Analiz sonuçlarında elde edilen sayısal verilere bakıldığında, her iki ZLS seramik için elde edilen stres miktarlarının materyalin kırılma dayanımından az olduğu ve çalışmada yer verdiğimiz restorasyon tasarımlarının tamamında kullanılmasının güvenli olduğu sonucu elde edilmiştir. Ancak çalışmamızın sınırlamaları göz önüne alındığında, sonuçlarımızı doğrulamak için uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Shenoy, A., Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13, 195–203.
2. Arango Santander, S., Pelaez Vargas, A., Saldarriaga Escobar, J., Monteiro, F. J., Restrepo Tamayo, L. F. (2010). Ceramics for dental restorations-An introduction. *Dyna*, 77, 26–36.
3. Lee, Y.-K., Cha, H.-S., Ahn, J.-S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 279–286.
4. Paravina, R. D., Powers, J. M. (2004). *Esthetic Color Training In Dentistry*. St. Louis, Mo: Elsevier Mosby.
5. Raigrodski, A. J., Hillstead, M. B., Meng, G. K., Chung, K.H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107, 170–177.
6. Raptis, N. V., Michalakis, K. X., Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26, 10-15.
7. Denry, I., Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24, 299–307.
8. Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P., *et al.* (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, 35, 748–755.
9. Geng, J.-P., Tan, K. B. C., Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 585–598.
10. Sadeqi, H. A., Baig, M. R., Al-Shammari, M. (2021). Evaluation of marginal/internal fit and fracture load of monolithic zirconia and zirconia lithium silicate (ZLS) CAD/CAM crown systems. *Dental Materials*, 14, 6346.
11. El Mekkawi, W. O. (2020). Marginal accuracy of hybrid and different machinable ceramic crowns. *Egyptian Dental Journal*, 66, 1779–1786.
12. Chen, X.P., Xiang, Z.X., Song, X.F., Yin, L. (2020). Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 101, 1034–1035.
13. Ataol, A. S., Ergun, G. (2018). Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *Journal of Oral Science*, 60, 201–211.
14. Jassim, Z. M., Majeed, M. A. (2018). Comparative evaluation of the fracture strength of monolithic crowns fabricated from different all-ceramic CAD/CAM materials (an in vitro study). *Biomedical and Pharmacology Journal*, 11, 1689–1697.
15. Rosenblum, M. A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128, 297–307.
16. Rizkalla, A. S., Jones, D. W. (2004). Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials*, 20, 207–212.
17. Rizkalla, A. S., Jones, D. W. (2004). Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dental Materials*, 20, 198–206.
18. Powers, J. M. and J. C. W. (2008). *Dental Materials; Properties And Manipulation.* (9th ed.). St. Louis, Mo: Elsevier Mosby.
19. O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials And Their Selection.* (3rd ed.). Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.
20. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
21. Nayır, E. (1999). *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi.* (7. Baskı). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
22. Alshehri, S. A. (2011). An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of in-ceram dental materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20, 261–266.
23. Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E. P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 13, 420-424.
24. Anusavice, K. J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials.* (11th ed.). Philadelphia: WB Saunders.

25. Stejskal, V. D., Danersund, A., Lindvall, A., Hudecek, R., Nordman, V., Yaqob, A., *et al.* (1999). Metal-specific lymphocytes: biomarkers of sensitivity in man. *Neuroendocrinology Letters*, 20, 289–298.
26. Venclikova, Z., Benada, O., Bartova, J., Joska, L., Mrklas, L. (2007). Metallic pigmentation of human teeth and gingiva: morphological and immunological aspects. *Dental Materials Journal*, 26, 96–104.
27. Mehulić, K., Prlić, A., Komar, D., Prskalo, K. (2005). The release of metal ions in the gingival fluid of prosthodontic patients. *International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 39, 47–51.
28. Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B., Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 49–60.
29. Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F., Rosenstiel, S. F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 397–401.
30. Conrad, H. J., Seong, W.-J., Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389–404.
31. Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48, 513–530.
32. Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M. H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20, 655–662.
33. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., Fujimoto, J., Cockerill, J. J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics.* St. Louis: Mosby, Inc.
34. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28, 227-235.
35. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6, 1742.
36. Li, R. W. K., Chow, T. W., Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58, 208–216.
37. Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, 33, 79–85.
38. Scherrer, S. S., Quinn, G. D., Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*, 24, 1107–1113.
39. Kelly, J. R., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24, 289–298.
40. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of The American Ceramic Society*, 92, 1901–1920.
41. Roualdes, O., Duclos, M.-E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J., Hartmann, D. J. (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31, 2043–2054.
42. Kern, F., Palmero, P. (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International*, 39, 673–682.
43. Ban, S. (2008). Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*, 44, 3–21.
44. Höland, W., Apel, E., van't Hoen, C., Rheinberger, V. (2006). Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass–ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 352, 4041–4050.
45. Höland, W., Beall, G. H. (2012). *Glass-Ceramic Technology.* (2nd ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
46. Monmaturapoj, N., Lawita, P., Thepsuwan, W. (2013). Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the SiO2-Li2O-K2O-Al2O3 system for dental applications. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2013, 1–11.
47. El-Meliegy, E., van Noort, R. (2012). *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications.* Berlin: SpringerLink.
48. Deniz, D. D., Aktaş, Ö. Ü. G., Güncü, Ö. (2019). CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Journal of Dentistry*, 15, 224–230.
49. Korkmaz, C. (2015). Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 136–140.

50. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53, 297–303.
51. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*, 48, 531–544.
52. Alves, L. M. M., Contreras, L. P. C., Campos, T. M. B., Bottino, M. A., Valandro, L. F., de Melo, R. M. (2019). In vitro wear of a zirconium-reinforced lithium silicate ceramic against different restorative materials. *Journal of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 100, 103403.
53. Abdullah, M. (2021). Effect of ceramic thickness, translucency and cement shade on color masking ability of pressable zirconia based lithium silicate laminate veneer. *Egyptian Dental Journal*, 67, 2535–2546.
54. Alao, A.-R. (2016). *Fabrication And Characterization Of Lithium Metasilicate/Disilicate Glass Ceramics And Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystals For Dental Restorations.* James Cook University.
55. Elsaka, S. E., Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32, 908–914.
56. Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 27, 71–82.
57. Elsaka, S. E. (2013). Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials*, 29, 239–251.
58. Håff, A., Löf, H., Gunne, J., Sjögren, G. (2015). A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study. *Dental Materials*, 31, 162–170.
59. Gherlone, E., Mandelli, F., Capparè, P., Pantaleo, G., Traini, T., Ferrini, F. (2014). A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. *Journal of Dentistry*, 42, 1151–1155.
60. Culp, L., McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of Continuing Education In Dentistry*, 31, 716–20.
61. Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Education in Dentistry*, 31, 702–704.
62. Niu, E., Agustin, M., Douglas, R. D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 501–509.
63. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10-14.
64. Yildirim, B., Recen, D., Tekeli Simsek, A. (2021). Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: An in vitro study. *Journal of Esthethetic Restorative Dentistry*, 33, 380–386.
65. Vichi, A., Fonzar, R. F., Goracci, C., Carrabba, M., Ferrari, M. (2018). Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, 43, 90–100.
66. Fu, L., Engqvist, H., Xia, W. (2020). Glass–ceramics in dentistry: A review. *Materials*, 13, 1049-1055.
67. Bacchi, A., Boccardi, S., Alessandretti, R., Pereira, G. K. R. (2019). Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *Journal of Prosthodontic Research*, 63, 321–326.
68. Vita Zahnfabrik. *VITA Suprinity PC, Technical and scientific documentation.* Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2019. Erişim 08.11.2021, https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html.
69. Vita Zahnfabrik. *VITA Suprinity PC, CAD/CAM Restorative, Vita Suprinity PC Brochure No.1951, Version 008*. Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2019. Erişim 08.11.2021, https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html.
70. Vita Zahnfabrik. *VITA Ambria, Technical and scientific documentation.* (2020). Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2019. Erişim 10.11.2021,
71. Vita Zahnfabrik. *VITA Ambria, Press solution, VITA Ambria Brochure No.10611 (Version 002)*. Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2020. Erişim 10.11.2021, https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-AMBRIA-Lithium-disilicate-press-ceramic-92379.html.
72. Vita Zahnfabrik. *VITA Lumex AC Veneering system, VITA Lumex AC Brochure No.10605.* Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2020. Erişim 10.11.2021, https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-LUMEX-AC-87902,27568.html.
73. Vita Zahnfabrik. *VITA Ambria. Press solution. VITA Ambria Brochure No.10146.* Germany: Vita Zahnfabrik (İnternette) 2020. Erişim 12.11.2021, https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-AMBRIA-Lithium-disilicate-press-ceramic-92379.html.

74. Ersoy, A.E. (2015). *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. (2.Basım.). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
75. Rosenstiel, S. Land, M. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics e-Book*. (3rd ed.). St Louis, Mo: Elsevier Mosby.
76. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R. B. (2010). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3rd ed.). Chicago: Quintessence Publishing Company.
77. Alhammadi, S. H., Burnside, G., Milosevic, A. (2021). Clinical outcomes of single implant supported crowns versus 3-unit implant-supported fixed dental prostheses in Dubai Health Authority: a retrospective study. *BMC Oral Health*, 21, 1–11.
78. Silva, L. S., Verri, F. R., Lemos, C. A., Martins, C. M., Pellizzer, E. P., de Souza Batista, V. E. (2021). Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126, 223.e1-223.e8.
79. Laumbacher, H., Strasser, T., Knüttel, H., Rosentritt, M. (2021). Long-term clinical performance and complications of zirconia-based tooth-and implant-supported fixed prosthodontic restorations: a summary of systematic reviews. *Journal of Dentistry*, 111.
80. Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthesis*. (2nd ed.). St. Louis, Mo: Elsevier Mosby.
81. Jambhekar, S., Kheur, M., Kothavade, M., Dugal, R. (2010). Occlusion and occlusal considerations in implantology. *Indian Journal of Dental Advancements*, 2, 125–130.
82. Sohn, B.-S., Heo, S.-J., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., Lee, S.-Y. (2011). Strain of implants depending on occlusion types in mandibular implant-supported fixed prostheses. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3, 1–9.
83. Türkoğlu, O. (2017). İmplant çevresi hastalıkları: peri-implant mukositis ve peri-implantitis. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 38, 21–31.
84. Renvert, S., Persson, G. R., Pirih, F. Q., Camargo, P. M. (2018). Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 278–285.
85. Schwarz, F., Derks, J., Monje, A., Wang, H.-L. (2018). Peri-implantitis. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 246–266.
86. Adler, L., Buhlin, K., Jansson, L. (2020). Survival and complications: A 9-to 15-year retrospective follow-up of dental implant therapy. *Journal of Oral Rehabilitation*, 47, 67–77.
87. Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2017). Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clinical Oral Implants Research*, 28, 1–9.
88. Real-Osuna, J., Almendros-Marqués, N., Gay-Escoda, C. (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Brazilian Journal of Oral Medicine and Oral Pathology*, 17, 116.
89. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Bozkaya, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *European Journal Of Dentistry*, 9, 442–448.
90. Nevin, T., Eğilmez, F. (2021). İmplant destekli hibrit protezlerin yapiminda kullanilan materyaller ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 305–315.
91. Hammond, D., Whitty, J. (2015). Finite element analysis and dentistry. *Faculty Dental Journal*, 6, 134–139.
92. Avallone, E. A., Baumeister III, T., Sadegh, A. (2007). *Marks' Standard Handbook For Mechanical Engineers*. (11th ed.). New York: McGraw-Hill.
93. Küçükkurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 701–710.
94. Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, W. J., Bhattacharya, D. K. (2016). *The Science and Engineering Of Materials.* (7th ed.). Boston: Cangage Learning, Inc.
95. Soares, C. J., Raposo, L. H. A., Soares, P. V., Santos-Filho, P. C. F., Menezes, M. S., Soares, P. B. F., *et al.* (2010). Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores—in vitro and fea analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19, 130–137.
96. Soares, C. J., Soares, P. V., Santos-Filho, P. C. F., Castro, C. G., Magalhaes, D., Versluis, A. (2008). The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontics*, 34, 1015–1019.
97. Padhye, O. V., Herekar, M., Patil, V., Mulani, S., Sethi, M., Fernandes, A. (2015). Stress distribution in bone and implants in mandibular 6-implant-supported cantilevered fixed prosthesis: A 3D finite element study. *Implant Dentistry*, 24, 680–685.

98. Silva, G. C., Mendonca, J. A., Lopes, L. R., Landre Jr, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25, 239–246.
99. Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 657–665.
100. Kutz, M. (2015). *Mechanical Engineers' Handbook.* New York: John Wiley & Sons, Inc.
101. Ramoğlu, S., Oğuz, O. (2014). Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 175–180.
102. Güler, M. S., Şen, S., Bayindir, Y. Z., Güler, Ç. (2012). İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 31–39.
103. Güngör, M. A., Dündar, M., Artunç, C. (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Eskişehir Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 107–116.
104. Ledley, R. S., Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research*, 47, 427–432.
105. Shetty, P., Hegde, A., Rai, K. (2010). Finite element method–an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34, 281–285.
106. Srirekha, A., Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21, 425.
107. Cicciù, M. (2020). Bioengineering Methods of Analysis and Medical Devices: A Current Trends and State of the Art. *Dental Implants and Materials*, 13, 797-805.
108. Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4, 200–203.
109. Paracchini, L., Barbieri, C., Redaelli, M., Di Croce, D., Vincenzi, C., Guarnieri, R. (2020). Finite element analysis of a new dental implant design optimized for the desirable stress distribution in the surrounding bone region. *Prosthesis*, 2, 225–236.
110. El-Anwar, M. I., El-Zawahry, M. M. (2011). A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology*, 9, 77–82.
111. Liang, R., Guo, W., Qiao, X., Wen, H., Yu, M., Tang, W., *et al.* (2015). Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18, 1340–1348.
112. Abu-Hammad, O., Khraisat, A., Dar-Odeh, N., El-Maaytah, M. (2007). Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*, 9, 217–221.
113. Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Nemoto, K., Aida, M. (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dental Materials Journal*, 24, 219–224.
114. Zheng, L., Yang, J., Hu, X., Luo, J. (2014). Three dimensional finite element analysis of a novel osteointegrated dental implant designed to reduce stress peak of cortical bone. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16, 21-28.
115. Pérez-Pevida, E., Brizuela-Velasco, A., Chávarri-Prado, D., Jiménez-Garrudo, A., Sánchez-Lasheras, F., Solaberrieta-Méndez, E., *et al.* (2016). Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis. *BioMed Research International*, 2016, 401-408.
116. Hu, S., Wan, J., Duan, L., Chen, J. (2021). Influence of pontic design on speech with an anterior fixed dental prosthesis: A clinical study and finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126, 204-213.
117. Gaintantzopoulou, M. D., El-Damanhoury, H. M. (2016). Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative Dentistry*, 41, 607–616.
118. Dikova, T., Vasilev, T., Hristova, V., Panov, V. (2020). Finite element analysis in setting of fillings of V-shaped tooth defects made with glass-ionomer cement and flowable composite. *Processes*, 8, 363-368.
119. Doğan, M. S., Demirci, F., Eratilla, E., Eratilla, V., Yavuz, Y., Unal, M. (2017). Evaluation of stress distribution of a new restorative material and composite resin: a finite-element analysis study. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 31, 1216–1220.
120. Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139, e59–e71.

121. Papageorgiou, S. N., Keilig, L., Hasan, I., Jäger, A., Bourauel, C. (2016). Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *European Journal of Orthodontics*, 38, 300–307.
122. Kase, T., Ohyama, T., Nakabayashi, S., Yasuda, H., Yoneyama, T. (2020). Mechanical effects of residual bone mass, a maxillofacial prosthesis, and a reconstruction plate on the mandible after marginal resection. *Journal of Oral Science*, 62, 377–381.
123. Sun, J., Huang, Z., Zhu, X., Zeng, L., Liu, Y., Ding, J. (2017). Deformation corrected workflow for maxillofacial prosthesis modelling. *Advances in Mechanical Engineering*, 9, 68-78.
124. Reddy, J. N. (2019). *Introduction to The Finite Element Method*. New York: McGraw-Hill, Inc.
125. Dal Piva, A. M. de O., Tribst, J. P. M., Borges, A. L. S., Souza, R. O. de A. e, Bottino, M. A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials*, 34, 1342–1350.
126. Hsu, M.-L., Chang, C.-L. (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis*, 5, 43–6.
127. Ebrahimi, F. (2012). Finite Element Analysis New Trends and Developments. İçinde Gultekin, B. A., Gultekin, P., Yalcin, S. *Application of Finite Element Analysis In Implant Dentistry.* Rijeka, Croatia: InTech; 21-54.
128. Mohammed, S. D., Desai, H. (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hygiene Health*, 2, 23-32.
129. Desai Shrikar, R., Shinde Harshada, H. (2012). Finite element analysis: Basics and its applications in dentistry. *Indian Journal Of Dental Sciences*, 4, 60-65.
130. Geng, J., Yan, W., Xu, W. (2008). *Application of The Finite Element Method In Implant Dentistry*. Berlin: SpringerLink.
131. Motta, A. B., Pereira, L. C., da Cunha, A. R. (2006).Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. *ABAQUS Users' Conference* 329–343.
132. Romeed, S. A., Fok, S. L., Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33, 209–215.
133. Poiate, I. A., Vasconcellos, A. B., Mori, M., Poiate Jr, E. (2011). 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Computer Methods And Programs In Biomedicine*, 104, 292–299.
134. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36, 463–471.
135. Tang, C.-B., Liu, S.-Y., Zhou, G.-X., Yu, J.-H., Zhang, G.-D., Bao, Y.-D., *et al.* (2012). Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *International Journal of Oral Science*, 4, 101–108.
136. Taşkınsel, E., Gümüş, H. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 131–135.
137. Luchian, I., Vata, I., Stirbu, C., Martu, I., Tatarciuc, M., Martu, S. (2015). The effects of a moderate intrusive force on affected periodontal tissues. A FEM study. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 7, 91–96.
138. Wen, H., Guo, W., Liang, R., Xiang, L., Long, G., Wang, T., *et al.* (2014). Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111, 203–215.
139. Marinescu, I. D., Doi, T. K., Uhlmann, E. (2015). Handbook of Ceramics Grinding and Polishing. İçinde Marinescu, I. D., Pruteanu, M., *Chapter 2 - Deformation and Fracture of Ceramic Materials*. New York: William Andrew Publishing; 50–66.
140. Geramy, A., Morgano, S. M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 434–440.
141. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 640–643.
142. Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., *et al.* (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e332–e342.
143. Jongsma, L. A., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., Pallav, P., Feilzer, A. J. (2012). Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. *Dental Materials*, 28, 1080–1088.
144. Şarbak, A. (2020). Spradon antik kenti toplumunda antemortem diş kayıplarının yaş ve cinsiyet ile ilişkisi. *Hitit Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi*, 13, 520–533.

145. Ramseier, C. A., Anerud, A., Dulac, M., Lulic, M., Cullinan, M. P., Seymour, G. J., *et al.* (2017). Natural history of periodontitis: Disease progression and tooth loss over 40 years. *Journal of Clinical Periodontology*, 44, 1182–1191.
146. Dal Piva, A. M., Tribst, J. P., Saavedra, G. S., Souza, R. O., de Melo, R. M., Borges, A. L., *et al.* (2019). Influence of retainer configuration and loading direction on the stress distribution of lithium disilicate resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 100, 103389.
147. Almeida-Mares, C., Lyra, F. T. M., Dias, D. R., Lages, F. S. (2022). Types of retention for implant-supported fixed prosthesis: a narrative literature review. *Revista Estomatología*, 30, 1-8.
148. Vigolo, P., Mutinelli, S., Givani, A., Stellini, E. (2012). Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 5, 355–364.
149. Camatta, H. P., Ferreira, R. M., Ferrairo, B. M., Strelhow, S. S., Rubo, J. H., Mori, A. A., *et al.* (2021). Mechanical behavior and fracture loads of screw-retained and cement-retained lithium disilicate implant-supported crowns. *Journal of Prosthodontics*, 30, 690–697.
150. Vigolo, P., Givani, A., Majzoub, Z., Cordioli, G. (2004). Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19, 355-364.
151. Mehl, C., Harder, S., Wolfart, M., Kern, M., Wolfart, S. (2008). Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 1304–1311.
152. Çağlar, A., Turhan Bal, B., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., Sarısoy, Ş. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26, 961-969.
153. Tretto, P. H. W., Dos Santos, M. B. F., Spazzin, A. O., Pereira, G. K. R., Bacchi, A. (2020). Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy—3D non-linear finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23, 372–383.
154. Prakash, J. (2021). Comparison of Tensile Strength of Three Different Luting Cements in Implant-supported and Tooth supported Prosthesis: A Systematic Review. *Tobacco Regulatory Science*, 6, 7033–7038.
155. Edelhoff, D., Brix, O. (2011). All-ceramic restorations in different indications: A case series. *The Journal of the American Dental Association*, 142, 14S-19S.
156. Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J. L., Mohamed, S. E., Billiot, S., *et al.* (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 237–244.
157. Pjetursson, B. E., Sailer, I., Makarov, N. A., Zwahlen, M., Thoma, D. S. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs): A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials*, 31, 624–639.
158. Sailer, I., Makarov, N. A., Thoma, D. S., Zwahlen, M., Pjetursson, B. E. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs): A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*, 31, 603–623.
159. Fabbri, G., Zarone, F., Dellificorelli, G., Cannistraro, G., De Lorenzi, M., Mosca, A., *et al.* (2014). Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 34, 164-177.
160. Reich, S., Endres, L., Weber, C., Wiedhahn, K., Neumann, P., Schneider, O., *et al.* (2014). Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months. *Clinical Oral Investigations*, 18, 2171–2178.
161. Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., Sorrentino, R. (2021). Zirconia-Reinforced Lithium Silicate (ZLS) mechanical and biological properties: a literature review. *Journal of Dentistry*, 109, 103661.
162. Gomes, R. S., Souza, C. M. C., Bergamo, E. T. P., Bordin, D., Del Bel Cury, A. A. (2017). Misfit and fracture load of implant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of Applied Oral Science*, 25, 282–289.
163. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt, M. (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, 31, 1363–1369.

164. Chen, J., Cai, H., Ren, X., Suo, L., Pei, X., Wan, Q. (2018). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 27, 535–543.
165. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119, 473–480.
166. Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V., Rosentritt, M. (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 23, 725–737.
167. López-Suárez, C., Castillo-Oyagüe, R., Rodríguez-Alonso, V., Lynch, C. D., Suárez-García, M.-J. (2018). Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *Journal of Dentistry*, 73, 97–104.
168. Tang, Z., Zhao, X., Wang, H., Liu, B. (2019). Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine*, 98, e17385.
169. Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., Edelhoff, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigation*, 17, 275–284.
170. Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., Mendonça, G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 770–777.
171. Mazza, L. C., Lemos, C. A. A., Pesqueira, A. A., Pellizzer, E. P. (2021). Survival and complications of monolithic ceramic for tooth-supported fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 20, 12-18.
172. Bataineh, K., Al Janaideh, M., Abu-Naba'a, L. A. (2022). Fatigue resistance of 3-unit CAD-CAM ceramic fixed partial dentures: An FEA study. *Journal of Prosthodontics*, 31, 1–10.
173. Weyhrauch, M., Igiel, C., Scheller, H., Weibrich, G., Lehmann, K. M. (2016). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns on titanium implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31, 304-309.
174. Yeğin, E., Atala, M. H. (2020). Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. *International Journal of Implant Dentistry*, 6, 69-75.
175. Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, 30, 954–962.
176. Sheridan, R. A., Decker, A. M., Plonka, A. B., Wang, H.-L. (2016). The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant Dentistry*, 25, 829–838.
177. Rungsiyakull, C., Rungsiyakull, P., Li, Q., Li, W., Swain, M. (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26, 527-537.
178. Rilo, B., da Silva, J. L., Mora, M. J., Santana, U. (2008). Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses: A review. *International Dental Journal*, 58, 139–145.
179. Moura Martins, L., de Lima, L. M., da Silva, L. M., Cohen-Carneiro, F., Noritomi, P. Y., Lorenzoni, F. C. The crown materials and the occlusal thickness affect the load stress dissipation on 3D molar crown: Finite Element Analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 11, 1-13.
180. Jubhari, E. H., Lesal, E. (2021). Finish line for full coverage crown: A systematic review. *Journal of Dentomaxillofacial Science*, 6, 1–4.
181. Taha, D., Spintzyk, S., Schille, C., Sabet, A., Wahsh, M., Salah, T., *et al.* (2018). Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *Journal of Prosthodontic Research*, 62, 293–297.
182. Miura, S., Kasahara, S., Yamauchi, S., Egusa, H. (2018). Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns: a three-dimensional finite element analysis study. *European Journal of Oral Sciences*, 126, 159–165.
183. Möllers, K., Pätzold, W., Parkot, D., Kirsten, A., Güth, J.-F., Edelhoff, D., *et al.* (2011). Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental Materials*, 27, e171–e175.
184. Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A., Steiner, M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, 27, e10–e19.
185. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89, 374–380.
186. Zhang, L., Wang, Z., Chen, J., Zhou, W., Zhang, S. (2010). Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *Journal of Biomechanics*, 43, 2321–2326.

187. Tribst, J. P. M., Piva, A. M. D. O. D., Borges, A. L. S., Bottino, M. A. (2018). Influence of crown and hybrid abutment ceramic materials on the stress distribution of implant-supported prosthesis. *Revista de Odontologia da UNESP*, 47, 149–154.
188. Soares, P. M., Cadore-Rodrigues, A. C., Souto Borges, A. L., Valandro, L. F., Pereira, G. K. R., Rippe, M. P. (2021). Load-bearing capacity under fatigue and FEA analysis of simplified ceramic restorations supported by Peek or zirconia polycrystals as foundation substrate for implant purposes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 123, 104760.
189. Alakkad, L., Kostagianni, A., Finkelman, M., Maawadh, A., Ali, A., Papathanasiou, A. (2021). Biaxial flexural strength of various CAD-CAM glass-ceramic materials. *American Journal of Dentistry*, 34, 91–96.
190. Liu, P.-R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26, 507–513.
191. Aslam, K., Nadim, R. (2015). A review on cad cam in dentistry. *Journal of The Pakistan Dental Association*, 24, 112-116.
192. Hallmann, L., Ulmer, P., Gerngross, M.-D., Jetter, J., Mintrone, M., Lehmann, F., *et al.* (2019). Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, 35, 713–729.
193. Bukhari, A. F. (2020). *Mechanical and Optical Properties of Machinable and Pressable Glass Ceramic*. Boston: Boston University.
194. Alkadi, L., Ruse, N. D. (2016). Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 591–596.
195. Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., Sedda, M., Ferrari, M., Goracci, C., Vichi, A. (2017). Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dental Materials*, 33, 63–70.
196. Röhrle, O., Saini, H., Ackland, D. C. (2018). Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view. *Dental Materials*, 34, 58–68.
197. Varga, S., Spalj, S., Lapter Varga, M., Anic Milosevic, S., Mestrovic, S., Slaj, M. (2011). Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *The European Journal of Orthodontics*, 33, 427–433.
198. Peyron, M.-A., Blanc, O., Lund, J. P., Woda, A. (2004). Influence of age on adaptability of human mastication. *Journal of Neurophysiology*, 92, 773–779.
199. Lakshmi, R. D., Abraham, A., Sekar, V., Hariharan, A. (2015). Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses – A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal*, 12, 56–64.
200. Romanyk, D. L., Vafaeian, B., Addison, O., Adeeb, S. (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. *Seminars in Orthodontics*, 26, 162–173.
201. Villefort, R. F., Diamantino, P. J. S., Zeidler, S. L. V. von, Borges, A. L. S., Silva-Concílio, L. R., Saavedra, G. deSiqueira F. A., et al. (2022). Mechanical response of PEKK and PEEK as frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *European Journal of Dentistry*, 16, 115–121.
202. Canay, S., Akça, K. (2009). Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dentistry*, 18, 239–248.
203. Yamanel, K., Çaglar, A., Gülsahi, K., Özden, U. A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal*, 28, 661–670.
204. Koca, O. L., Eskitascioglu, G., Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 38–44.
205. Silveira, M. P. M., Campaner, L. M., Bottino, M. A., Nishioka, R. S., Borges, A. L. S., Tribst, J. P. M. (2021). Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. *Dental and Medical Problems*, 58, 69–74.
206. Tribst, J.-P.-M., Rodrigues, V.-A., Dal Piva, A.-M. O., Borges, A.-L.-S., Nishioka, R.-S. (2018). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10, e81–e87.
207. Acharya, P. H., Patel, V. V., Duseja, S. S., Chauhan, V. R. (2021). Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cuspally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: A 3D finite element analysis study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13, 79–88.

208. Lin, C.-L., Wang, J.-C., Chang, W.-J. (2008). Biomechanical interactions in tooth–implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 107–117.
209. Borba, M., Duan, Y., Griggs, J. A., Cesar, P. F., Della Bona, Á. (2015). Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dental Materials*, 31, 413–422.
210. Koyano, K., Esaki, D. (2015). Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42, 153–161.
211. Zupancic Cepic, L., Frank, M., Reisinger, A., Pahr, D., Zechner, W., Schedle, A. (2022). Biomechanical finite element analysis of short-implant-supported, 3-unit, fixed CAD/CAM prostheses in the posterior mandible. *International Journal of Implant Dentistry*, 8, 1–13.
212. Kassardjian, V., Varma, S., Andiappan, M., Creugers, N. H., Bartlett, D. (2016). A systematic review and meta analysis of the longevity of anterior and posterior all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 55, 1–6.
213. El-Anwar, M. I., Al-Azrag, K. E., Ghazy, M. H., Dawood, L. E. (2015). Influence of implant-abutment angulations and crown material on stress distribution on central incisor: a 3D FEA. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 14, 323–329.
214. Walton, T. R. (2015). An up-to-15-year comparison of the survival and complication burden of three-unit tooth-supported fixed dental prostheses and implant-supported single crowns. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30, 851-861.
215. Chen, Y.-Y., Kuan, C.-L., Wang, Y.-B. (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *Journal of Dental Sciences*, 3, 65–74.
216. Rand, A., Kohorst, P., Greuling, A., Borchers, L., Stiesch, M. (2016). Stress distribution in all-ceramic posterior 4-unit fixed dental prostheses supported in different ways: finite element analysis. *Implant Dentistry*, 25, 485–491.
217. Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P., Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18, 97–113.
218. Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., Watts, D. C. (2011). Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dental Materials*, 27, 423–430.
219. Ozdogan, M. S., Gokce, H., Sahin, I. (2020). Effect of straight and angled abutments on the strain on a zirconia crown and implant in the mandibular second molar region: A fea-based study. *Material and Technology*, 2, 251-257.
220. Porojan, L., Porojan, S., Topală, F. (2018). Prediction of the biomechanical behavior of all-ceramic dental restorations after cyclic loading using FEA. *IOP Conference Series: Material Science and Engineering*, 416, 1-5.
221. Farah, J. W., Craig, R. G., Sikarskie, D. L. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics*, 6, 511–520.
222. Szwedowski, T. D., Whyne, C. M., Fialkov, J. A. (2010). Toward characterization of craniofacial biomechanics. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21, 202–207.
223. Shivakumar, S., Kudagi, V. S., Talwade, P. (2021). Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *Journal of International Oral Health*, 13, 415.