

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI BASAMAK DİZAYNININ PEEK VE PEKK ALT YAPI
MATERYALLERİ KULLANILDIĞINDA PERİODONTAL
LİGAMENT, DİŞ, KEMİK VE ALT YAPI
MATERYALLERİNDEKİ STRESE ETKİSİNİN SONLU
ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Hazırlayan
Kevser KARAKAYA

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

2022 –AFYONKARAHİSAR

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**FARKLI BASAMAK DİZAYNININ PEEK VE PEKK ALT YAPI
MATERYALLERİ KULLANILDIĞINDA PERİODONTAL
LİGAMENT, DİŞ, KEMİK VE ALT YAPI
MATERYALLERİNDEKİ STRESE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Kevser KARAKAYA
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Tez No: 18

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından 20.DUS.004 kodlu proje ile desteklenmiştir.

2022- AFYONKARAHİSAR

KABUL VE ONAY



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana büyük katkıda bulunan, tezimin hazırlanmasında yol gösteren, çok sevdiğim değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL 'a

Hayatım boyunca yanımda olan, zorlukların üstesinden gelmemi sağlayan canım annem, babam ve kardeşime

Bu süreçte hep desteğini hissettiğim, hayatıma değer katan sevgili eşim ve biricik kızıma

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Kevser KARAKAYA

Afyonkarahisar, 2022

**FARKLI BASAMAK DİZAYNININ PEEK VE PEKK ALT YAPI
MATERYALLERİ KULLANILDIĞINDA PERİODONTAL LİGAMENT, DİŞ,
KEMİK VE ALT YAPI MATERYALLERİNDEKİ STRESE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Kevser KARAKAYA

**Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde
Uzmanlık Tezi**

Mart 2022

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL

ÖZET

Amaç: Diş hekimliğinde hastaların artan estetik beklentileri sebebiyle metalsiz restorasyonlar önem kazanmaktadır. Bunun sayesinde polimerlerin kullanımı her geçen gün artmaktadır. Poliarileterketon (PAEK) ailesi mevcut restoratif materyallere alternatif olarak düşünülmektedir. PAEK ailesinin diş hekimliği alanında kullanılan Polietereterketon (PEEK) ile Polieterketonketon (PEKK) olmak üzere 2 farklı türü bulunmaktadır. Bu tez çalışmasının amacı: farklı basamak tiplerinde metal destekli restorasyonlara alternatif olarak PEEK ve PEKK alt yapı materyallerinin, seramik ve kompozit üst yapı materyalleriyle kullanılmasıyla periodontal ligament, diş, kemik içi, alt yapı ve üst yapı materyallerindeki oluşan strese etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada; dört farklı basamak dizaynı bulunan maksillalar 1. molar diş üzerine PEEK, PEKK alt yapı ve porselen, kompozit üst yapı tasarlandı. Hazırlanan restorasyona oblik ve vertikal kuvvetler uygulanarak kortikal kemik, spongios kemik, periodontal ligament, dentin, pulpa, alt yapı ve üst yapıdaki maksimum asal stres, minimum asal stres, von mises stres bulgularına bakıldı. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Bulgular: Kortikal kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri vertikal kuvvet uygulandığında (16.1712MPa) grup 13(pekk alt yapı-porselen üst yapı-chamfer basamak) de gözlenmiştir. Kortikal kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri oblik kuvvet uygulandığında (-27.3487MPa) grup 2 (peek alt yapı-kompozit üst yapı-shoulder 90° basamak) de gözlenmiştir. Spongios kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (1.35926MPa) grup 2 de gözlenmiştir. Spongios kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri vertikal kuvvet uygulandığında (-2.41887MPa) grup 4 (peek alt yapı-porselen üst yapı-shoulder 135° basamak) de gözlenmiştir. Periodontal ligamentteki en yüksek von mises stres değeri vertikal kuvvet uygulandığında (1.547746MPa) grup 13 da gözlenmiştir. Dentindeki en yüksek von mises stres değeri oblik kuvvet uygulandığında (1833.63MPa) grup 13 de gözlenmiştir. Alt yapıdaki en yüksek von mises stres değeri grup da gözlenmiştir. Alt yapıdaki en yüksek von mises stres değeri oblik kuvvet uygulandığında (288.305 MPa) grup 13 de gözlenmiştir. Üst yapıdaki en yüksek von mises stres değeri oblik kuvvet uygulandığında (9587.1 MPa) grup 15(pekk alt yapı-porselen-chamfer basamak) de gözlenmiştir.

Sonuç: Üst yapıda meydana gelen stresler değerlendirildiğinde alt yapı

farketmeksizin hem kompozit hem porselen üst yapıda shoulder 90⁰ ya da derin chamfer basamak tercih edebiliriz.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Analizi, Polietereterketon, Polietetketonketon, Basamak Dizaynı



INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT MARGINAL DESIGN ON STRESS IN PERIODONTAL LIGAMENTS, TEETH, BONES AND INFRASTRUCTURE MATERIALS BY FINITE ELEMENT ANALYSIS WHEN PEEK AND PEKK INFRASTRUCTURE MATERIALS ARE USED

Kevser KARAKAYA

Afyonkarahisar Health Sciences University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics

March 2022

Supervisor: Asst.Prof. Server MUTLUAY ÜNAL

ABSTRACT

Objective: Due to the increasing aesthetic expectations of patients in dentistry, metal-free restorations are gaining even more importance. Because at this, the use of polymers is increasing day by day. The polyaryletherketone (PAEK) family is considered as an alternative to existing restorative materials. There are 2 different types of PAEK family, namely Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) used in dentistry. The aim of this thesis study is to investigate the effects of PEEK and PEKK infrastructure materials on the periodontal ligament, tooth, intraosseous, infrastructure and superstructure materials by using finite element analysis, as an alternative to metal-supported restorations in different marginal types, with ceramic and composite superstructure materials.

Materials and Methods: In this study; PEEK, PEKK infrastructure and porcelain, composite superstructure were designed on four different marginal types in the maxillary first molar tooth. By applying oblique and vertical forces to the crown, maximum prime stress, minimum prime stress on cortical bone, cancellous bone, periodontal ligament, dentin, pulp, infrastructure and superstructure, Von mises stress findings were examined. The study was carried out by using three-dimensional finite element stress analysis method and static linear analysis.

Results: The highest principle stress value in the cortical bone was observed when vertical force was applied (16.1712MPa) in group 13 (pekk infrastructure-porcelain superstructure-chamfer marginal). Group 2 (peek infrastructure-composite superstructure-shoulder 90⁰ marginals) was also observed. The highest maximum principle stress value in the cancellous bone (1.35926MPa) was observed in group 2. The highest minimum principle stress value in the cancellous bone was observed in group 4 (peek infrastructure-porcelain superstructure-shoulder 135⁰ marginals) when vertical force was applied (-2.41887MPa). The highest von mises stress value was observed in group 13 when vertical force was applied (1.547746MPa). The highest von Mises stress value in dentin was observed in group 13 when oblique force (1833.63MPa) was applied. The highest von mises stress value in the infrastructure was observed in group 13 when oblique force (288,305 MPa) was applied. The highest von Mises stress value on the pavement was observed in group 15 (pekk base-porcelain-chamfer marginal) when oblique force was applied (9587.1 MPa).

Conclusion: When the stresses occurring in the superstructure are evaluated, regardless which of the infrastructure, we can choose shoulder 90⁰ or deep chamfer marginal design in both composite and porcelain superstructures.

Keywords: Finite Element Analysis, Polyetheretherketone, Polyetherketoneketone, Marginal Design



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Restoratif Materyaller.....	3
2.1.1. Metaller.....	3
2.1.2. Seramikler.....	4
2.1.3. Polimerler.....	5
2.1.3.1. PEEK ve PEKK Üretim Yöntemleri.....	6
2.1.3.1.1. Kalıplı Enjeksiyon (Injection Molding)	7
2.1.3.1.2. Extrüzyon	7
2.1.3.1.3. Compression Molding (Kalıplı Basınç).....	7
2.1.3.2. PEEK ve PEKK Güçlendirme.....	7
2.1.3.2.1. Karbon Fiberle Güçlendirme	7
2.1.3.2.2. Cam Fiber ile Güçlendirme	8
2.1.3.2.3. Titanyum Dioksit ile Güçlendirme.....	8
2.1.3.2.4. Baryum Sülfat ile Güçlendirme.....	8
2.1.3.3. PEEK.....	9
2.1.3.4. PEKK	12
2.1.3.5. PEEK PEKK Yüzey Hazırlama İşlemleri	14
2.1.3.5.1. Adeziv Uygulama.....	15
2.1.3.5.2. Kumlama	15
2.1.3.5.3. Asit Uygulanması	16
2.1.3.5.4. Plazma Uygulanması	16
2.1.3.5.5. Tribokimyasal Silika Kaplama	16
2.1.4. Kompozitler	17

2.1.5. Seramiklerin Sınıflandırılması	18
2.2. Diş Preparasyonu	19
2.3. Biyomekanik Kavramlar	21
2.4. Stres Analiz Yöntemleri	24
2.4.1. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	24
2.4.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	24
2.4.3. Holografik İnterferometre Stres Analiz Yöntemi	24
2.4.4. Kırılgan Vernikle Kaplama Stres Analiz Yöntemi	24
2.4.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	24
2.4.6. Radyotelemetri.....	25
2.4.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Çalışmada Kullanılacak Modeller	28
3.2. Çalışmamızda Değerlendirilecek Üç Boyutlu Geometrik Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemine Göre Hazırlanması	28
3.2.1. Maksillar Kemikğin Modellenmesi	32
3.2.2. Maksillar 1.Molar Dişin Modellenmesi.....	33
3.2.3. Diş Kesiminin Modellenmesi	34
3.2.4. Alt Yapı Ve Üst Yapıların Modellenmesi	35
3.3. Üç Boyutlu Katı Modellerin Oluşturulması	36
3.4. Yükleme Senaryoları Ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	37
4. BULGULAR	39
4.1. Kortikal Kemikteki Stres Bulguları.....	39
4.1.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Maksimum,Minimum Principle Stres Bulguları	39
4.1.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Maksimum,Minimum Principle Stres Bulguları	46
4.2. Spongios Kemikteki Stres Bulguları	52
4.2.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Maksimum, Minimum Principle Stres Bulguları	52
4.2.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Maksimum,Minimum Principle Stres Bulguları	58
4.3. Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları.....	64
4.3.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları	64
4.3.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları	67

4.4. Dentindeki Von Mises Stres Bulguları.....	70
4.4.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Dentindeki Von Mises Stres Bulguları	70
4.4.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Dentindeki Von Mises Stres Bulguları	75
4.5. Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları.....	80
4.5.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları	80
4.5.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları .	83
4.6. Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları.....	86
4.6.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları	86
4.6.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları	89
4.7. Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları	92
4.7.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları	92
4.7.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları	95
5. TARTIŞMA	98
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	111
7. KAYNAKÇA.....	112
EKLER.....	121

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

$^{\circ}$	: Derece
2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
ark.	: Arkadaşları
CAD-CAM	: Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım-Bilgisayar Yardımı ile Üretim)
Co-Cr	: Kobalt-Krom
FEM	: Finite Element Method
GPa	: Gigapaskal
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
Ni-Cr	: Nikel-Krom
PAEK	: Poli-aril-eter-ke-ton
PEEK	: Poli-eter-eter-ke-ton
PEKK	: Poli-eter-ke-ton-ke-ton
PMMA	: Polimetilmetakrilat
μm	: Mikrometre
σ	: Principal Stres

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 3.1. Çalışmamızda yer alan materyallerin gruplandırılması	28
Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin young modülü ve poison oranları.....	30
Tablo 3.3. Vertikal ve oblik kuvvet uygulandığında eleman ve node sayıları	31
Tablo 3.4. Wheeler atlası.....	34
Tablo 4.1. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum,minimum principle stres bulguları (MPa).....	40
Tablo 4.2. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum,minimum principle stres bulguları (MPa).....	46
Tablo 4.3. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum,minimum principle stres bulguları (MPa)	52
Tablo 4.4. Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum,minimum principle stres bulguları (MPa)	58
Tablo 4.5. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	64
Tablo 4.6. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	67
Tablo 4.7. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri (MPa)	70
Tablo 4.8. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri (MPa)	75
Tablo 4.9. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	80
Tablo 4.10. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri (MPa)	83
Tablo 4.11. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	86

Tablo 4.12. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	89
Tablo 4.13. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	92
Tablo 4.14. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa).....	95



ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1. Homopolimer zincirinin görünümü.....	5
Şekil 2.2. Kopolimer zincirinin görünümü.....	5
Şekil 2.3. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramit.....	6
Şekil 2.4. PEEK kimyasal yapısı.....	10
Şekil 2.5. PEEK 'in mikroskop altında görünümü.....	10
Şekil 2.6. PEKK kimyasal görünümü	13
Şekil 2.7. Marjin tasarımları a)Knife edge b)Shoulder c)Bizotajlı shoulder d)Derin chamfer e)Chamfer.....	20
Şekil 3.1. Optik tarayıcının görüntüsü.....	29
Şekil 3.2. Mesh işleminde kullanılan yapılarının eleman görüntüsü.....	31
Şekil 3.3. 3D-Doctor yazılımı	32
Şekil 3.4. Modellenmiş maksillar kemik kesiti	33
Şekil 3.5. Maksillar 1. Molar diş mesialden görünümü	34
Şekil 3.6. Maksillar 1.molar dişin okluzalden görünümü	34
Şekil 3.7. Shoulder 135 ⁰ basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü(A) Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C).....	35
Şekil 3.8. Shoulder 90 ⁰ basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A) Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C).....	35
Şekil 3.9. Chamfer basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A) Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C).....	35
Şekil 3.10. Derin chamfer basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A) Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C).....	35
Şekil 3.11. Shoulder 135 ⁰ basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü.....	36
Şekil 3.12. Shoulder 90 ⁰ basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü.....	36

Şekil 3.13. Chamfer basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü.....	36
Şekil 3.14. Derin chamfer basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü.....	36
Şekil 3.15. Oblik kuvvet uygulanması bukkalden görünüm (A) palatinalden görünüm (B) mezialden görünüm (C).....	37
Şekil 3.16. Vertikal kuvvet uygulanması bukkalden görünüm (A) distalden görünüm (B) mezialden görünüm (C).....	38
Şekil 4.1. Grup 1 (a) grup 2(b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	40
Şekil 4.2. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	41
Şekil 4.3. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	41
Şekil 4.4. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	41
Şekil 4.5. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	41
Şekil 4.6. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	42
Şekil 4.7. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	42
Şekil 4.8. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları...	42
Şekil 4.9. Kortikal kemiğe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması	43
Şekil 4.10. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları	43
Şekil 4.11. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları	43

- Şekil 4.12.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 44
- Şekil 4.13.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 44
- Şekil 4.14.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 44
- Şekil 4.15.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 44
- Şekil 4.16.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 45
- Şekil 4.17.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 45
- Şekil 4.18.** Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde kortikal kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 45
- Şekil 4.19.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 47
- Şekil 4.20.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 47
- Şekil 4.21.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 47
- Şekil 4.22.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 47
- Şekil 4.23.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 48
- Şekil 4.24.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 48
- Şekil 4.25.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 48

- Şekil 4.26.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları... 48
- Şekil 4.27.** Kortikal kemiğe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 49
- Şekil 4.28.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 49
- Şekil 4.29.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 49
- Şekil 4.30.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 50
- Şekil 4.31.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 50
- Şekil 4.32.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 50
- Şekil 4.33.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 50
- Şekil 4.34.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 51
- Şekil 4.35.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları 51
- Şekil 4.36.** Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde kortikal kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 51
- Şekil 4.37.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları . 53
- Şekil 4.38.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları . 53
- Şekil 4.39.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları . 53

- Şekil 4.40.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 53
- Şekil 4.41.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 54
- Şekil 4.42.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 54
- Şekil 4.43.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 54
- Şekil 4.44.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 54
- Şekil 4.45.** Spongioz kemiğe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 55
- Şekil 4.46.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 55
- Şekil 4.47.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 55
- Şekil 4.48.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 56
- Şekil 4.49.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 56
- Şekil 4.50.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 56
- Şekil 4.51.** Grup 11(a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 56
- Şekil 4.52.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 57
- Şekil 4.53.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 57

- Şekil 4.54.** Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongioz kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 57
- Şekil 4.55.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 59
- Şekil 4.56.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 59
- Şekil 4.57.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 59
- Şekil 4.58.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 59
- Şekil 4.59.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 60
- Şekil 4.60.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 60
- Şekil 4.61.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 60
- Şekil 4.62.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları. 60
- Şekil 4.63.** Maksillar 1. Molar oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongioz kemikte maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 61
- Şekil 4.64.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 61
- Şekil 4.65.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 61
- Şekil 4.66.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 62
- Şekil 4.67.** Grup7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 62

- Şekil 4.68.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 62
- Şekil 4.69.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 62
- Şekil 4.70.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 63
- Şekil 4.71.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları ... 63
- Şekil 4.72.** Maksillar 1.molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongioz kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması 63
- Şekil 4.73.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri64
- Şekil 4.74.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri65
- Şekil 4.75.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri65
- Şekil 4.76.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri65
- Şekil 4.77.** Grup 9 (a) grup 10 (b)) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri65
- Şekil 4.78.** Grup 11 (a) grup 12 (b)) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri66
- Şekil 4.79.** Grup 13 (a) grup 14 (b)) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri66
- Şekil 4.80.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri66
- Şekil 4.81.** Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması 66

- Şekil 4.82.** Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri67
- Şekil 4.83.** Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri68
- Şekil 4.84.** Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri68
- Şekil 4.85.** Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri68
- Şekil 4.86.** Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri68
- Şekil 4.87.** Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri69
- Şekil 4.88.** Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri69
- Şekil 4.89.** Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri69
- Şekil 4.90.** Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde periodontal ligamentte maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması 69
- Şekil 4.91.** Grup 1 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri 70
- Şekil 4.92.** Grup 2 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri 71
- Şekil 4.93.** Grup 3 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri 71
- Şekil 4.94.** Grup 4 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri 71
- Şekil 4.95.** Grup 5 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri 71

Şekil 4.96. Grup 6 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	72
Şekil 4.97. Grup 7 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	72
Şekil 4.98. Grup 8 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	72
Şekil 4.99. Grup 9 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	72
Şekil 4.100. Grup 10 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	73
Şekil 4.101. Grup 11 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	73
Şekil 4.102. Grup 12 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	73
Şekil 4.103. Grup 13 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	73
Şekil 4.104. Grup 14 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	74
Şekil 4.105. Grup 15 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	74
Şekil 4.106. Grup 16 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	74
Şekil 4.107. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde dentinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	74
Şekil 4.108. Grup 1 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	75
Şekil 4.109. Grup 2 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	76

Şekil 4.110. Grup 3 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	76
Şekil 4.111. Grup 4 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	76
Şekil 4.112. Grup 5 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	76
Şekil 4.113. Grup 6 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	77
Şekil 4.114. Grup 7 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	77
Şekil 4.115. Grup 8 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	77
Şekil 4.116. Grup 9 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	77
Şekil 4.117. Grup 10 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	78
Şekil 4.118. Grup 11 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	78
Şekil 4.119. Grup 12 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	78
Şekil 4.120. Grup 13 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	78
Şekil 4.121. Grup 14 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	79
Şekil 4.122. Grup 15 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	79
Şekil 4.123. Grup 16 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri	79

Şekil 4.124. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde dentinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	79
Şekil 4.125. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	80
Şekil 4.126. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	81
Şekil 4.127. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	81
Şekil 4.128. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	81
Şekil 4.129. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	81
Şekil 4.130. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	82
Şekil 4.131. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	82
Şekil 4.132. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	82
Şekil 4.133. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde pulpada maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	82
Şekil 4.134. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	83
Şekil 4.135. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	84
Şekil 4.136. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	84
Şekil 4.137. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	84

Şekil 4.138. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	84
Şekil 4.139. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	85
Şekil 4.140. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	85
Şekil 4.141. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri	85
Şekil 4.142. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde pulpada maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	85
Şekil 4.143. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	86
Şekil 4.144. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	87
Şekil 4.145. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	87
Şekil 4.146. Grup 7 (a) grup 8 (b) vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	87
Şekil 4.147. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	87
Şekil 4.148. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	88
Şekil 4.149. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	88
Şekil 4.150. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	88
Şekil 4.151. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde alt yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	88

Şekil 4.152. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	89
Şekil 4.153. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	90
Şekil 4.154. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	90
Şekil 4.155. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	90
Şekil 4.156. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	90
Şekil 4.157. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	91
Şekil 4.158. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	91
Şekil 4.159. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri	91
Şekil 4.160. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde alt yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	91
Şekil 4.161. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	92
Şekil 4.162. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	93
Şekil 4.163. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	93
Şekil 4.164. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	93
Şekil 4.165. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	93

Şekil 4.166. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	94
Şekil 4.167. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	94
Şekil 4.168. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	94
Şekil 4.169. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde üst yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	94
Şekil 4.170. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	95
Şekil 4.171. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	96
Şekil 4.172. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	96
Şekil 4.173. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	96
Şekil 4.174. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	96
Şekil 4.175. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	97
Şekil 4.176. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	97
Şekil 4.177. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	97
Şekil 4.178. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde üst yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması	97

1. GİRİŞ

Dişlerdeki kron harabiyeti az olduğunda konservatif olarak tedavi edilirken fazla olduğunda ise sabit protetik restorasyonlar ile tedavi edilebilmektedir. Kron ve köprü restorasyonlarının başarısı iyi bir teşhis ve tedavi planına bağlı olmakla beraber aynı zamanda yapılacak preparasyonun hassas ve dikkatli bir şekilde yapılmasına da bağlıdır (1).

Diş hekimliğinde hastaların artan estetik beklentileri sebebiyle metalsiz restorasyonlar daha da önem kazanmaktadır. Bunun sayesinde polimerlerin kullanımı gittikçe artmaktadır. Maliyet, estetik, kullanım kolaylığı nedeniyle Poliarileterketon (PAEK) ailesi mevcut restoratif materyallere alternatif olabilmektedir. PAEK, yüksek performanslı bir polimerler ailesidir. Diş hekimliğinde kullanılmadan önce ortopedi ile beyin cerrahisinde en çok tercih edilen polimer materyal olmuştur (2).

Yüksek performanslı polimerler grubunda olan PAEK ailesinin, biyo uyumluluk, şok absorpsiyon yeteneği, kırılma direncinin yüksek olması, metal içermemesi, karşıt arktaki dişlerde aşınmaya sebep olmaması, ağız içerisinde herhangi bir iyon değişimi ve renk değişimi göstermemesi, kemiğe yakın elastik modülü sayesinde dirençli bir materyal olması nedeniyle diğer polimerlere ya da metal içerikli malzemelere göre tercih edilmektedir (3).

PAEK ailesinin diş hekimliğinde kullanılan Polietereterketon (PEEK) ile Polieterketonketon (PEKK) olmak üzere 2 türü mevcuttur. PEKK materyali içerisinde bulunan ikinci keton grubu sayesinde PEEK materyali ile karşılaştırıldığında, daha katı polimer zincirlerine sahip olduğundan dolayı erime noktası PEEK'den yüksektir. Kolay polisajlanma, kemiğe yakın elastik modülü, daha yüksek mekanik ve fiziksel özellikler gibi avantajları vardır (2).

PEEK ile PEKK'in diş hekimliği alanında implant abutmentler, sabit protezler ve bölümlü hareketli protezler olmak üzere geniş bir kullanım alanı vardır. Sabit ve hareketli protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Özellikle sabit protetik uygulamalarda, yeterli estetiği sağlayamamasından dolayı; kompozit

rezinle kaplanması gerekmektedir. Fakat PEEK ve PEKK'in yüzey enerjisinin düşük olması kompozit ile arasında oluşması gereken adezyonu zorlaştırmaktadır.

Protetik restorasyonlarda stres dağılımı çalışmaları çok yapılmaktadır. Restorasyonların başarısızlığına sebep olan faktörlerin büyük bir kısmı kuvvet stres dağılımına göre yapılan preparasyonlarla elimine edilir. Bu nedenle çeşitli endikasyonlarda doğru preparasyon doğru materyal seçimi oldukça önemlidir (4).

Literatürde farklı basamak tipleri ve PEEK, PEKK materyalleriyle destek dokulara yük iletimi ile alakalı çalışmanın az olması oldukça dikkat çekmektedir. Bu tez çalışmasının amacı: Seramik ve kompozit üst yapı materyali ile veneerlenen PEEK ve PEKK alt yapı materyallerinin farklı basamak tasarımlarıyla kullanılması sonucu periodontal ligament, diş, kemik içi, alt yapı ve üst yapı materyallerindeki oluşan strese etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Sabit protezler hem diş hekimi için hem de hastalar için ileri seviyede memnuniyet sağlayabilir. Yeterli olmayan bir fonksiyona ve yeterince estetik olmayan görünüme sahip olan hastalarda, uzun dönem işlev gösterebilecek, rahat, sağlıklı okluzyonu olan bir protezle hastanın yaşam kalitesi fazlasıyla arttırılabilir (5).

Diş hekimliğinde çeşitli amaçlar ile kullanılan materyallerin farklı içerikleri ve kullanım alanları bulunmaktadır. Protetik diş tedavisinde kullanılmakta olan 3 temel restoratif materyal bulunmaktadır (6).

2.1. Restoratif Materyaller

2.1.1. Metaller

Diş hekimliğinde dental alaşımlar tüm protetik işlemlerde ve konservatif tedavilerde kullanılır (7).

Metal alaşımlar şu şekilde sınıflandırılmaktadır (8,9).

a. Soy Metal Alaşımları

1. Pd (Palladyum) içerenler

Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları

Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları

Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları

2. Au (Altın) içerenler

Au-Pt-Pd (Altın- Platin-Palladyum) alaşımları

Au-Pd (Altın-Palladyum) alaşımları

Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları

b. Baz Metal Alaşımları

1. Nikel-Krom Alaşımları

Berilyum içeren

Berilyum içermeyen

2. Kobalt-Krom Alaşımları

c. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Palladyum gümüş alaşımlarının dökülebilirliği ve porselen bağlantısı oldukça iyidir. En büyük olumsuzlukları porseleni yeşillendirebilmeleridir. Palladyum bakır alaşımları dökülebilirliği ve bükülme dirençleri oldukça düşüktür. Opak porselen uygulamasında güçlük meydana getirir. Palladyum kobalt alaşımlarının ısısal genleşme katsayısının yüksek olması avantajıdır. Dezavantajı ise marjinde siyah oksit tabakası meydana getirmesidir. (10).

Altın alaşımların günümüzde pahalı olmasından dolayı diş hekimliğinde kullanımı sınırlıdır. (10).

Nikel krom alaşımları yüksek çekme dayanıklılığı sayesinde ince tabakalar halinde uygulanabilmektedir. Sertliğinin fazla olmasından dolayı polisajlanması ve aşındırılması zordur. (10).

Krom kobalt alaşımlarına karbon eklenerek sertliği artırılmış ancak bu durum yield strength değerini etkilediğinden dolayı diş hekimliği kullanımını sınırlandırmıştır (11).

Titanyum alaşımları ise diş hekimliğinde implantolojide, ortodontik braketlerde, kök kanal şekillendirme aletlerinde kullanım alanına sahiptir. (12).

2.1.2. Seramikler

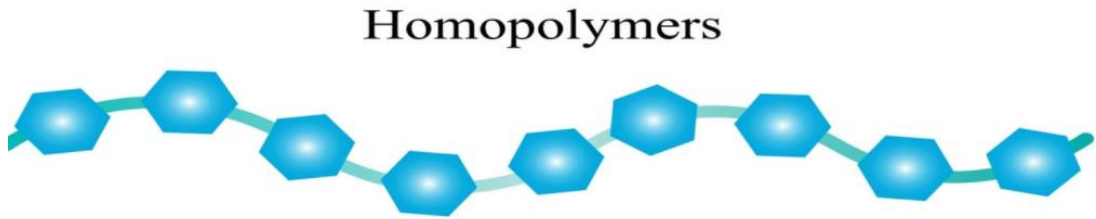
Dental porselen %3-5 kaolin (kil)%12-22 kuvars (silis, kum) ve%75-85 feldspattan oluşur. Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidratlanmış alümina silikattır. Porselene saydamlık verir. Silika SiO_2 'dir ve porselen kütlesini stabil hale getirir. Feldspat, potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Dental seramiği şeffaf hale getiren temel malzemedir. Pişirme sırasında çözülür, birleştirici özelliği sayesinde kaolin ile kuvarsı sarar. Böylece kütlenin bütünlüğünü sağlar. Özelliğinden dolayı pişirme işlemi sırasında porselen restorasyonların yapısını korumasını sağlar. Feldspat, farklı oranlarda Na_2O ve K_2O içerir. Na_2O formu erime noktasını düşürür, K_2O formu erimiş malzemenin viskozitesini artırarak pişirme sırasında sızıntıyı azaltır. Porselen

tozlarına eklenen metal ve metal oksit pigmentler, doğal bir diş görüntüsü elde etmek için gerekli olan renklenmeyi sağlar (13).

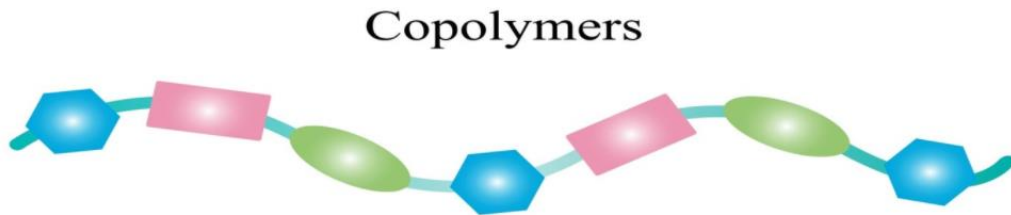
Dental seramikler esasen inorganik malzemelerdir ve genellikle bir kristal faz ve / veya cam matristen oluşur. Daha güçlü ve daha sert seramikler, ör. zirkonya bazlı seramikler ve alümina bazlı seramikler, daha yüksek kristal içeriğine sahiptir ve estetik porselenlerden daha opaktır (14).

2.1.3. Polimerler

Polimer terimi Yunancada, "birçok parçaya sahip" anlamına gelmektedir. Bir polimerin tekrar eden birimleri veya monomer segmentlerinin tümü aynı olabilir. Böyle bir durumda, bir homopolimerimiz vardır (Şekil 2.1). İki ya da daha fazla farklı monomer kullanıldığında, elde edilen malzeme bir kopolimer olarak sınıflandırılır (Şekil 2.2).



Şekil 2.1. Homopolimer zincirinin görünümü

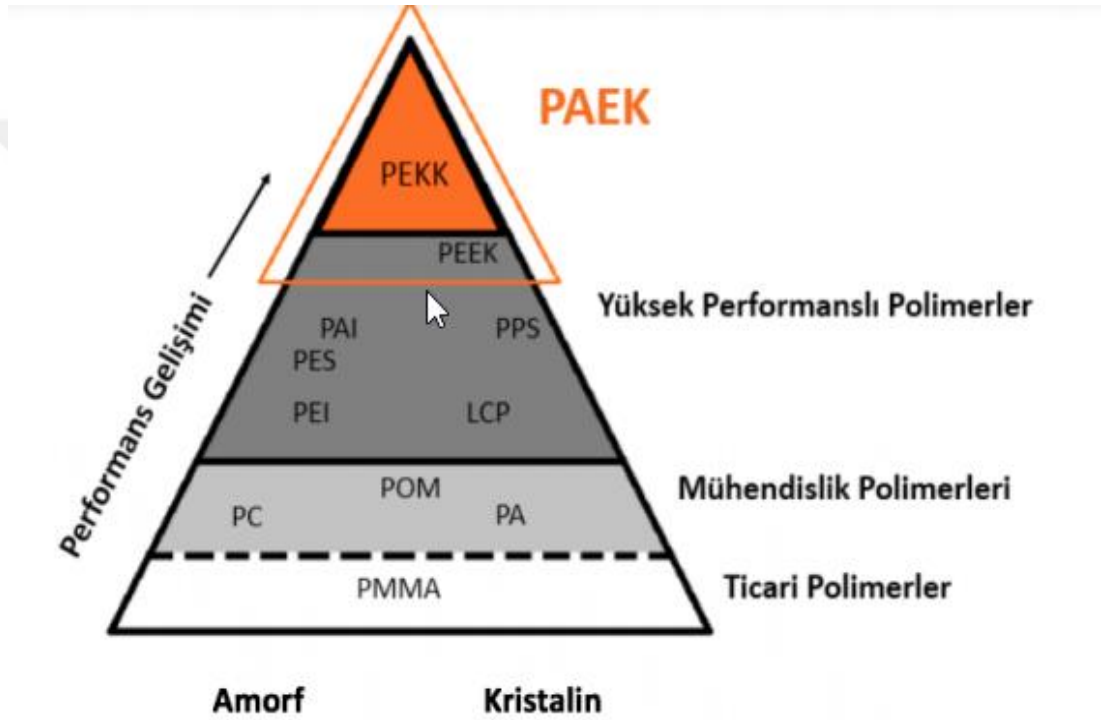


Şekil 2.2. Kopolimer zincirinin görünümü

PAEK'ler fiziksel ve kimyasal kararlılıkları ve yüksek erime sıcaklıkları nedeniyle endüstriyel uygulamalar için kullanılan yüksek performanslı termoplastik polimerlerdir (15).

Yirmi yıl önce biyouyumluluğunun doğrulanmasının ardından PAEK'ler ortopedik implantlar için biyomateryal olarak giderek daha fazla kullanılmıştır. (16).

Amorf ve kristalin gibi iki farklı yapıda bulunan polimerler, gelişim düzeyine göre mühendislik, ticari ve yüksek performanslı polimerler şeklinde ayrılmaktadır. PAEK ailesinin, diş hekimliğinde kullanılan PEEK ile PEKK olmak üzere iki türü bulunmaktadır. PEKK materyali, performans gelişiminin gösterildiği piramitin en üst basamağında bulunmaktadır (Şekil 2.3) (17).



Şekil 2.3. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramit

2.1.3.1. PEEK ve PEKK Üretim Yöntemleri

PEEK polimerlerinin istisnai özellikleri olmasına rağmen, bu malzemeler geleneksel plastik işleme yöntemleriyle işlenir. Tipik olarak PEEK materyali, peletlerin 150 ° C'de hava dolaşımli bir fırında 3 saat ısıya maruz bırakılmasıyla elde edilebilir. Fırın yalnızca daha düşük sıcaklıklara sahipse, daha uzun bir kurutma süresi gerekli olacaktır.

3 şekilde üretim tekniği mevcuttur:

2.1.3.1.1. Kalıplı Enjeksiyon (Injection Molding)

PEEK implant bileşenlerinin kütle projeksiyonu için uygun çekici bir üretim tekniğidir. Enjeksiyon kalıplama, tipik olarak, makinedeki bir huni içine dökülen peletler veya granüller kullanılarak gerçekleştirilir. Peletler daha sonra otomatik olarak erimiş polimeri eriten ve basınçlandıran ısıtılmış bir vida tertibatına sokulur, böylece ısıtılmış bir kalıba akar. PEEK bileşeni konsolide edildiğinde, otomatik olarak kalıptan çıkarılır, böylece yeni bir döngü gerçekleşebilir (16).

2.1.3.1.2. Ekstrüzyon

Ekstrüzyon, çubuklar, tabakalar ve monofilament lifler gibi uzun stok şekilleri üretmek için bir üretim sürecidir. PEEK peletleri veya granülleri tipik olarak ekstrüzyon için başlangıç hammaddesidir. Peletler, erimiş polimeri eriten ve basınçlandıran ısıtılmış bir vida düzeneğini besleyen bir huniye dökülür. Erimiş polimer daha sonra ısıtılmış bir kalıptan geçirilir ve ekstrüzyon hattı boyunca yavaş bir şekilde oda sıcaklığına soğur (16).

2.1.3.1.3. Compression Molding (Kalıplı Basınç)

Basınçlı kalıplama, plakalar veya kalın levhalar gibi şekiller için üretim sürecidir. Bir sıkıştırılmalı kalıplama presi, iki ısıtılmış plakadan oluşur. Alt baskı levhası, reçine tozu veya granüllerle doldurulmuş levha veya tabaka için bir girinti içerir. Daha sonra baskı levhaları birbirine bastırılır ve reçineyi sağlamlaştırmak için ısıtılır. PEEK'in sıkıştırılmalı kalıplama, ısıtılmış bir pres, bir fırın ve ilgili gerilme seviyeleri, kesme ve kuvvetler nedeniyle düşük dereceli çelik / metal olabilen bir alet gerektirir. Sıkıştırma için genellikle ince toz dereceli PEEK polimer tercih edilir (16).

2.1.3.2. PEEK ve PEKK Güçlendirme

PEEK ve PEKK materyallerini güçlendirmek için karbon fiberler, cam fiberler, titanyum dioksit ile baryum sülfat tozu eklenebilir.

2.1.3.2.1. Karbon Fiberle Güçlendirme

Karbon fiberlerin eklenmesi aşamasında, açığa çıkartılan fonksiyonel gruplar polimer matriksinde bulunan monomerlerle kovalent bağlar kurarlar. Buna ilave

olarak, fiberleri korumak için epoksi rezin uygulanabilir. Böylece, karbon fiberle güçlendirilmiş materyal üretilmiş olur. Devamlı olarak karbon fiber eklenmesi, dayanıklılık, tokluk, sertlik gibi özellikleri daha fazla geliştirmektedir (18,19).

Karbon fiber ile güçlendirilmiş olan PEEK in elastik modülü (18 GPa), kortikal kemiğin elastik modülüne (10-19 GPa) çok yakındır. (20).

Bu doldurucuların eklenmesi sayesinde değişmiş mekanik özelliklerden dolayı PEEK, sadece konvansiyonel bir polimerler değil; alaşımlar, metaller, seramikler yerinede kullanılabilecek alternatif bir malzemedir (20).

2.1.3.2.2. Cam Fiber ile Güçlendirme

Cam fiberler, dayanıklılıklarının yüksek olması ve genleşmelerinin düşük olmasından dolayı termoplastiklerin fiberle güçlendirilmesi yönteminde sıklıkla kullanılmaktadır. Cam fiber ilavesi, mekanik performansı artırarak, aşınmaya daha dirençli hale gelmeyi sağlar ve materyalin termal stabilitesini yükseltir. (19,21,22).

2.1.3.2.3. Titanyum Dioksit ile Güçlendirme

Titanyum dioksit, oluşan bileşiğin rengini daha da beyaz hale getiren bir pigmenttir. PEEK materyali eklendiğinde bileşiğin esneme dayanıklılığı ile elastik modülü ilave edilen toz miktarıyla doğru orantılı artış göstermektedir (19).

2.1.3.2.4. Baryum Sülfat ile Güçlendirme

Baryum Sülfat ($BaSO_4$) tozu, x-ışınını absorbe eder ve oluşan görüntüde kontrast oluşumunu sağlamaktadır. Normalde translüsent olan PEEK ile PEKK materyallerine, baryum sülfat ilavesiyle radyopak özellik kazandırılır (16).

PEEK, üretim sürecine bağlı kural olarak %30 ile %35 kristallik derecesi gösteren iki fazlı, yarı kristal bir polimerdir. Yarı kristalin polimerlerin ekstrüde edilmiş yani bitmiş ürünlerinin soğutma işlemi, genellikle enjeksiyonla kalıplanmış olanların soğutma işleminden daha fazla zaman aldığından, zaman zaman kristallik derecesinde önemli farklılıklar ortaya çıkabilir. Yeterince yüksek alet sıcaklığı ve malzemeye kristal yapılarını oluşturması için uygun zaman veren bir döngü süresi,

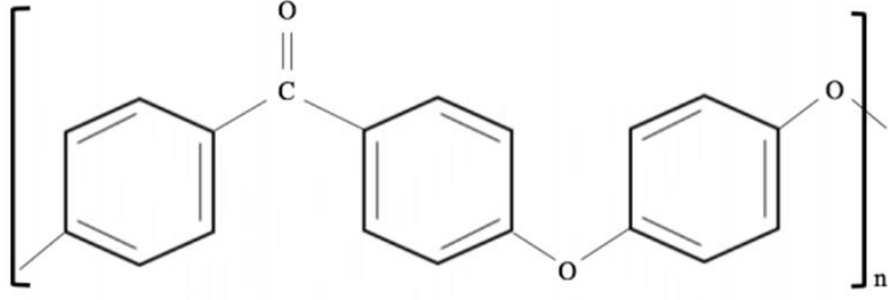
bu konudaki kritik hususlardır. Kristallik derecesi mekanik özelliklerde önemli bir etkiye sahip olduğundan, özdeş moleküler ağırlığa sahip saf PEEK markaları, plastik deformasyon davranışları, elastik modülü ve gerilme limiti açısından kolaylıkla ayırt edilebilir. Bu nedenle, artan kristallik elastik modülünün azalan dirençten kaynaklanan bir enerji etkisini destekler. Yoğun şekilde paketlenmiş kristallerin oranı ne kadar yüksekse, bileşen o kadar sert ve kırılgan hale gelecektir. Amorf alanlar, makro-moleküler malzemelere belirli bir elastikiyet ve kırılma dayanıklılığı kazandırmak için gereklidir. Polimerlerin özellikleri, polimerlerin uygulama olasılıklarında bir artışa yol açan dolgu maddeleri eklenerek kasıtlı olarak mutasyona uğratılabilir. Dolgu maddelerinin bileşiklerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi aşağıdaki belirleyicilere dayanmaktadır:

- Dolgu maddelerinin doğal mukavemeti
- Dolgu maddelerinin şekli
- Dolgu maddelerinin miktarı

Etki kuvvetleri, birbirini destekleyen dolgu partikülleri tarafından emilebilir. Matris deformasyonu noktasında karşılıklı olarak dolgu ve polimer matris arasında yeterli bir bağ olduğunu varsayar, aksi takdirde matris ve dolgu kuvvete maruz kaldıklarında birbirlerinden kayar. Dolgu maddesi ve polimer matris arasında sağlam bir bağlantı elde etmek için, uygulanan her dolgu maddesinin yüzey işleminden geçirilmesi gerekir. Bu amaçla, dolgu partiküllerinin kimyasal bileşimine bağlı olarak farklı prosedürler mevcuttur. Bu şekilde, oksidatif bir muameleden geçen karbon lifleri, polimer matrisin monomerlerine kovalent olarak bağlanan fonksiyonel gruplarla sonuçlanır. Ek olarak, elyaf koruma görevi gören epoksi rezin uygulanır. Doğal veya sentetik kökenli cam veya silikaların kullanımındaki ana işlem hem inorganik hem de organik kısımdan oluşan maddelerin ortaya çıktığı silanizasyondur (23).

2.1.3.3. PEEK

1980'lerde endüstri için ticarileştirilen PAEK, keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla birbirine bağlanan aromatik omurga moleküler zincirinden oluşan yüksek performanslı termoplastik polimer ailesidir. PEEK ise PAEK ailesinin bir üyesidir.



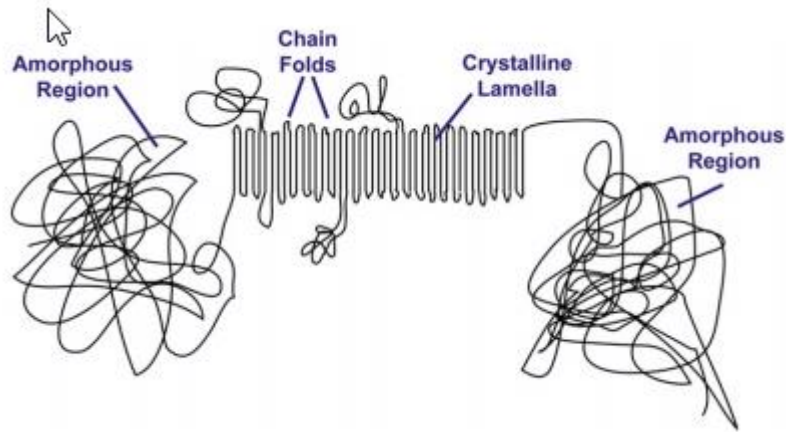
Şekil 2.4. PEEK kimyasal yapısı

PEEK'in kimyasal formülü Şekil 2.4'te gösterilmektedir. İmplantlar için düşünülen PAEK ailesinin diğer üyeleri kimyasal yapılarla birlikte PEK ve PEKK içerir. PEEK, implant uygulamaları için PAEK polimer ailesinin baskın üyesidir (16).

PEEK, üstün kimyasal dirence, radyolusensiye ve insan kemiklerine benzer mekanik özelliklere sahip basılabilir ve biyouyumlu bir malzemedir (2).

PEEK'in moleküler zinciri, yüzlerce metre uzunluğundaki karışık bir spagetti ipliği olarak görselleştirilebilir. Moleküler zincir statik değildir, ancak termal enerji nedeniyle veya harici olarak uygulanan bir deformasyona yanıt olarak titreşir ve döner. PEEK molekülü, omurgası boyunca aromatik (benzen) halkaların varlığı nedeniyle nispeten serttir.

PEEK kristalleri amorf (düzensiz) bölgeler içine gömülüdür ve iki fazlı bir mikro yapı oluşturur (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. PEEK 'in mikroskop altında görünümü

PEEK, amorf bir faz ile bir kristal fazdan oluşan iki fazlı yarı kristalli bir polimerin kavramsal modeli ile uyumludur. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) dahil olmak üzere birçok yarı kristalli polimere benzer şekilde, PEEK'in kristal içeriği termal işlem geçmişine bağlı olarak değişir.

PAEK polimerleri, bu bağlantıların sayısını ve sırasını yansıtan özel polimer kısaltması olan (örneğin, PEEK, PEK, PEKK) eter veya keton bağlarıyla birleştirilmiş aromatik halkalardan oluşur.

Diğer polimerlerle karşılaştırıldığında PAEK polimerleri, polietilen (PE) ile polipropilen (PP) gibi daha esnek omurgalara sahip polimerlerden daha az kristaldir ve polistiren (PS) gibi hacimli yan gruplara sahip malzemelerden daha kristaldir. Çeşitli çalışmalarda, PEEK'in kristallliği, morfolojisi ve ilişkili termal davranışı, ester bağları ile bağlanan doğrusal bir aromatik polimer olan polietilen tereftalat (PET) ile karşılaştırılmıştır.

PEEK materyallerinin 4 termal değişim noktası mevcuttur (16).

1. Camsı geçiş sıcaklığı (T_g) 143 °C
2. Erime sıcaklığı (T_m) 343°C
3. Akma sıcaklığı (T_f) 390°C
4. Rekristalizasyon geçişi (T_c)

Camsı geçiş sıcaklığı (T_g), polimer zincirlerinin kırılma davranış sergilediği sıcaklık derecesinin altındaki değerler olarak ifade edilmektedir. PEEK'in camsı faza geçmesi, 143°C civarında gerçekleşmektedir. Bu özelliğinin sayesinde, üretim yöntemi ile test koşullarına bağlı, %10-60 arasında uzama görülebilmektedir.

Erime sıcaklığı (T_m), kristalin kalınlığı ile doğru orantılıdır. Daha kalın olan PEEK kristalleri, küçük kristallere kıyasla daha yüksek derecelerde erime eğilimi gösterir. PEEK için de bu değer, 390°C civarındadır. Bu da akma sıcaklığını (T_f) ifade etmektedir.

Rekristalizasyon geçişi (T_c), PEEK materyalinin üretim yöntemine bağlı olarak camsı geçiş sıcaklığının üstündeyken hızlıca soğutulmasından sonra sıcaklık tekrar yükseldiğinde yeniden kristaller oluşmasıdır. Buna rekristalizasyon fazı denir.

PEEK, farklı alt yapı malzemelerine kıyasla kemiğe yakın düşük elastik modülüne (4 GPa) sahiptir. Bu, PEEK'in yük taşıma bölgelerindeki implant protezleri için uygun bir malzeme olmasını sağlayan şok emici bir etki ile sonuçlanabilir (24).

PEEK'in kompozit rezinlerle bağlantısı herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığında yetersizdir. Bununla birlikte, malzeme yüzeyinde primerler içeren metakrilatlar kullanıldıktan sonra, dayanıklı bir rezin bağı elde edilmiştir. PEEK yüzeyinin air abrazyon veya silika kaplama ile işlem görmesi sonucu yüzeyin mikro pürüzlülüğünü artırabildiğini ve böylece malzeme ile yapıştırıcı arasındaki yapışkan özelliklerini geliştirebileceğini kanıtlamıştır. Asitlenmesi ise karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkmasına yol açmış ve böylece bonding sistemlerin bağlanabileceği daha fonksiyonel gruplar sağlamıştır. Ayrıca, bağlayıcı eter ve keton bağlantılarının hidrolizi gerçekleşmiştir (25).

2.1.3.4. PEKK

PEKK, düşük elastik modülü, iyi kırılma direncine ve post-core sistemler için iyi bir alternatif haline getirebilecek şok emici özelliklere sahip, yüksek performanslı, biyouyumlu bir polimerdir.

PEKKton® (Cendres + Metaux, Milano, Italia) üreticisi tarafından yapılan bir araştırmaya göre, malzemeleri dentininkinden daha düşük basınç mukavemetine (246 MPa) ve elastik modülüne (5.1 GPa) sahiptir (26).

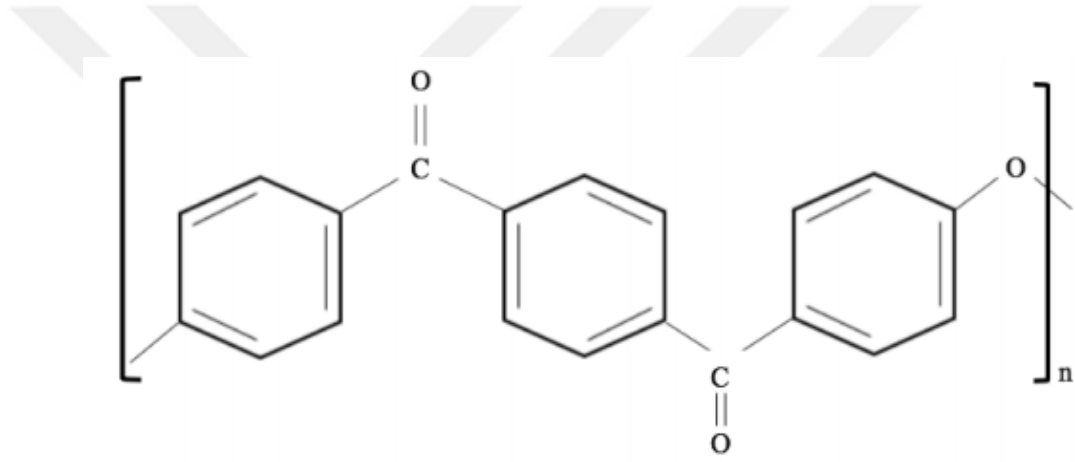
Hem PEKK hem de PEEK 335.8dereceye kadar iyi termal stabiliteye sahip beyaz-gri, radyolusent, rijit malzemelerdir.

PEKK, PEEK'den%80 daha yüksek basınç mukavemetine ve daha iyi uzun vadeli yorgunluk özelliklerine sahiptir. PEEK, hareketli diş protezleri üretmek için

kullanılmıştır. Tatmin edici klinik sonuçlar alınmıştır, ancak PEKK hakkındaki raporlar sınırlıdır.

PEKK tek bir malzeme kronu veya ışıkla sertleşen kompozit rezinle kaplanmış bir alt yapı olarak kullanılabilir. (15).

Yaygın olarak kullanılan HPP'ler (yüksek performanslı polimer), modifiye edilmiş kompozit rezinler (MCR'ler), PEEK olarak bilinen PAEK malzemeler ve PEKK bazlı malzemelerden yapılır. HPP'ler diş hekimliğinde, hareketli bölümlü protezlerde, implant destekli sabit protezlerde (ISFP'ler), 3 üyeli sabit protezlerde (FPD) ve endokron olarak kullanılabilir.



Şekil 2.6. PEKK kimyasal görünümü

PAEK ailesinin üyeleri, keto- ve eter grup oranlarına göre farklılık gösterir. Keto gruplarının oranı ne kadar yüksekse, PAEK'lerin erime sıcaklığı ve sertliği o kadar yüksek olacaktır. PEKK, dental uygulamalar için avantajlı olmasını sağlayan çok uygun kimyasal ve mekanik özelliklere sahiptir. Yüksek sıcaklıklarda sert, hafif ağırlıklı, boyutsal olarak kararlıdır ve CAD / CAM prosedürlerindeki bloklardan " preslenebilir " veya " frezelenbilir ". Bu özellikler, son yıllarda metal içermeyen materyallerin kullanımında büyüyen bir trend olan dental restorasyonlar alanında PEKK için geniş bir endikasyon yelpazesi yaratmıştır. PEKK, mekanik özellikler ve biyouyumluluk açısından diğer tüm PAEK malzemelerini geride bıraktığı için, diş hekimliğindeki uygulamalar için kuronlar, uzatılmış köprüler ve kısmi protezlerin yapımı için önemli avantajlara sahiptir (20). Diş hekimliği alanındaki uygulamaları için PEKK, titanyum dioksit pigmentleri içeren bir kristal form olarak da optimize

edilmiştir. Bununla birlikte, PEKK'nın opak beyaz / grimsi rengi, monolitik dış restorasyon materyali olarak kullanımına izin vermez. Bu nedenle, estetik bir materyal ile ek kaplama gereklidir. Kaplama malzemesi ile PEKK alt yapı arasında dayanıklı bir bağ, uzun vadeli kararlı ve işlevsel sonuçlar için ön koşuldur. Arayüzler arasındaki bağ, kimyasal yapışma, (mikro) mekanik tutunma veya bunların kombinasyonları ile güçlendirilebilir. Şu anda restoratif materyal olarak kullanımı hakkında PEKK ile alakalı sınırlı veri mevcuttur ve üst yapı malzemelerine bağlanması hakkında daha da az veri bulunmaktadır (25).

PEEK ve PEKK materyalleri alt yapı olarak kullanıldığında üst yapı materyali olarak kompozit ya da porselen kullanılabilir. Kompozit üst yapı materyali olarak kullanıldığında çeşitli yüzey işlemleri uygulaması yapılması gerekmektedir.

2.1.3.5. PEEK PEKK Yüzey Hazırlama İşlemleri

PEEK'in kompozit rezinlerle bağlanması herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığında yetersizdir. Bununla birlikte, malzeme yüzeyinde astar içeren metakrilatlar kullanıldıktan sonra, dayanıklı bir rezin bağlanması sağlanabilir (27,3).

Bazı çalışmalar da PEEK yüzeyinin air abrazyon veya silika kaplama ile koşullandırılmasının yüzeyin mikro pürüzlülüğünü artırabileceği ve dolayısıyla malzeme ile bonding arasındaki yapışkanlık özelliklerini iyileştirebileceğini kanıtlamıştır (28,29). PEEK yüzeyine asit uygulanması karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkmasına sebep olur ve böylece bonding sistemlerinin bağlanabileceği daha işlevsel gruplar sağlar. Ayrıca, bağlanan eter ile keton bağlarının hidrolizi gerçekleşir (28). PEEK yüzeyini metil metakrilat (MMA) esaslı astarlar ve kaplamayla koşullandırmadan önce asit uygulamak, aynı zamanda yüzey serbest enerjisini, yüzey pürüzlülüğünü ve gerilme bağ gücünü artırabilir (29).

Bununla birlikte, PEKK ve PEEK kimyasal yapıları bakımından farklıdır ve şu anda farklı yüzey işlemlerinin, kaplama malzemelerinin PEKK'ye bağlanma mukavemeti ve dayanıklılığı üzerindeki etkileri ile ilgili çok az kanıt vardır.

PEEK materyalinin inert ve apolar yapısı, düşük yüzey enerjisi ve kimyasallarla yapılacak yüzey hazırlama işlemlerine karşı dirençli olması gibi nedenlerden dolayı kompozit rezinle bağlanması zorlaşmaktadır. Protetik restorasyonlarda, PEEK ile birlikte kullanılacak veneer materyalinin bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey işlemlerinden geçirilmesi gerekmektedir (30).

Yüzey işlemleri iki farklı şekilde yapılabilir. Birincisi, materyale adeziv uygulanmasıdır. İkincisi ise, kumlama, asit uygulanması, tribokimyasal silika kaplama, plazma uygulanması ve lazer uygulanması gibi yöntemlerle PEEK yüzeyinde değişiklikler meydana getirerek materyalin yüzey ıslanabilirliğini arttırmak ve veneer materyaline bağlanmasını güçlendirmektir (30,31).

2.1.3.5.1. Adeziv Uygulama

Önceki çalışmalarda, PEEK yüzeyleri MMA-monomer içeren yapıştırıcı sistemler kullanılarak ön işlemden geçirildiğinde ve bonding uygulandığında kompozit rezinler ile yeterli bağlanma mukavemeti elde edilmiştir (32).

Literatürde, Visio.link ve Al_2O_3 ile kumlama kombinasyonunun PEEK'e yapışmayı teşvik etmek için en iyi kombinasyon olduğu gösterilmiştir. Mevcut sonuçlar, Visio link ve hemen önce air abrazyon uygulanmış PEKK yüzeyleri plazma ile işleme tabi tutulduklarında gelişmiş bağlanma gücü göstermiştir. Bu nedenle, plazma yüzey işlemi, yüzey enerjisini yükselterek inert ve polar olmayan PEKK yüzeyindeki polar fonksiyonel grupların miktarını teşvik ederek genel bağlanma özelliklerini geliştirmiştir (30).

2.1.3.5.2. Kumlama

Temiz, aktif bir yüzey oluşturmak, mikro mekanik bir retansiyon sağlayabilmek için kullanılmakta olan bir yöntemdir. 30-250 μm partikül boyutu olan Al_2O_3 partikülleri kullanılır. 2-3 bar basınçla 10-15 saniye arasında 5-20 mm uzaklıktan uygulanmaktadır (33).

2.1.3.5.3. Asit Uygulanması

PEEK materyaline asit uygulanmasıyla karbon-oksijen bileşikleri açığa çıkar. Adeziv sistemlerin bileşenlerinin bağlanacağı daha fazla fonksiyonel grup oluşur. Asit uygulanması, PEEK ile PEKK materyallerinin yüzeylerinde değişiklik oluşturarak, materyalin yüzey ıslanabilirliği artırır. Amaç; veneer materyaline olan bağlantısını güçlendirilmektir (34)

Üretici firma önerisiyle, %40'lık hidroflorik asit, %30- 50 nitrik asit, formik asit, klorosülfonik asit uygulaması, sülfürik asite benzeyen güçlü olan asitlerde %40'ın üstündeki konsantrasyonda ya da belli bir oranda sülfürik asit, hidrojen peroksit içeriği bulunan piranha solüsyonu uygulanmasıyla PEEK'in yüzeyinde kimyasal bir etki oluşturulmaktadır. (31)

2.1.3.5.4. Plazma Uygulanması

Plazma gazı yüksek olan elektrik alanda iyonize olabilmektedir. Geniş bir sıcaklık, basınç aralığında bulunabilir. Yüzeye plazma uygulanması sonucunda kimyasal bağlar kırılarak serbest radikaller açığa çıkmaktadır. Bunun sonucunda, materyallerin yüzey enerjisi artmakta ve daha iyi bir bağlanma göstermektedirler. (35)

Oksijen plazma, PEEK in yüzeyinde polar fonksiyonel gruplar oluşmasını sağlayarak adezivler için daha fazla bağlanma alanı meydana getirmektedir.

Daha önce yapılmış olan çalışmalarda, argon plazmanın uygulanmasının PEEK yüzeyi ve rezin siman arasında olan bağlantıyı arttırdığı, helium plazma uygulamasının ise herhangi bir katkısının olmadığı sonucuna varılmıştır (36)

2.1.3.5.5. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama, yüzeyin pürüzlülüğünün daha fazla olmasını sağlamak için uygulanan iki aşamalı olan bir sistemdir. Tribokimyasal silika kum, silika ve kaplanmış alümina partikülleridir. (33,37).

Asit uygulanmasına dayanıklı olan materyaller için önerilen bir yöntemdir. Bu teknik, bağlanma mekanizmasına iki yolla fayda sağlar. Birincisi basıncın etkisiyle materyalin yüzeyinde rezinin mikro mekanik bağlantı sağlayabileceği bir yüzey oluşması, ikincisi materyalin yüzeyinin silika ile kaplanmasıyla rezin ile silan arasında kimyasal bir bağlantı oluşturmaktır (38).

2.1.4. Kompozitler

İndirekt rezin kompozitler, ekstraoral olarak yapılan inley, onley ve veneer kron gibi restorasyonlar için endikedir. İndirekt veneerleme rezin kompozitleri, kimyasal yapıları açısından doğrudan dolgu rezin kompozitleri ile karşılaştırılabilir. Polimerize organik monomerlerden oluşan üç boyutlu bir matris ağı, inorganik dolgu maddelerini çevreler. Günümüz diş hekimliği pratiğinde, çoğunlukla homojen ve homojen olmayan mikrofil rezin kompozitlerinin yanı sıra hibrit rezin kompozitleri kullanılmaktadır. Makrofil rezin kompozitler 0,1 ila 100 µm arasında öğütülmüş kuvars, cam, borosilikat veya seramik dolguları içerirler ve cilalanması zordur. Bu nedenle pek tercih edilmezler.

Bunların yanı sıra, seçilen dolgu maddesi ve silanizasyon kalitesi, yüzey pürüzlülüğünü ve Martens sertlik parametrelerini ve ayrıca kompozitlerin aşınmasını etkiler.

Mikrofil rezin kompozitler yüzey sertliği, elastik modülü ve aşınması açısından hibrit kompozitlerden daha başarısız görünmektedirler.

Direkt dolgu rezin kompozitleri ile karşılaştırıldığında, indirek veneer rezin kompozitlerine, daha uzun bir polimerizasyon süresi, hatta ilave ısı veya basınç ile muamele edilir.

Bununla birlikte, polimerizasyon işlemi sırasında, kompozit yapı içinde gerilimler ortaya çıkabilir bu da muhtemelen çatlama ve su emilimine yol açabilir. Bu durum malzemenin özelliklerini de olumsuz etkileyebilir (3).

2.1.5. Seramiklerin Sınıflandırılması

Gracis, Thompson, Ferencz, Silva ve Bonfante (2015) güncel dental seramik sınıflamasını şu şekilde yapmıştır;

1.Cam Matriks Seramikler

- A. Feldspatik
- B. Sinterik
 - I.Lösit Base
 - II.Lityum Disilikat
 - III.Floroapatit Base
- C. Cam İnfiltrre
 - I.Alümina
 - II.Alümina ve Zirkonya
 - III.Alümina ve Magnezyum

2.Polikirstalin Seramikler

- A. Alümina
- B. Zirkonya Destekli Alümina
- C. Alümina Destekli Zirkonya

3.Rezin Matriks Seramikler

- A. Rezin Nano Seramik
- B. Rezin İnfiltrre Cam Seramik
- C.Rezin İnfiltrre Zirkonya Silika Seramik

Çalışmamızda PEEK ve PEKK alt yapıları feldspatik porselen üst yapı ile restore edilmiştir.

1.Cam matriks seramikler

Metalik olmayan cam fazı içeren inorganik seramiklerdir.

1.1 Feldspatik

Bu seramikler, feldspar (sodyum ve potasyum alüminasilikat karışımı), kaolin (hidrate alüminasilikat) ve kuartz (silika) içerirler. Potasyum feldspar ($K_2Al_2S_6O_{16}$), kristalin faz sayesinde, iç yapısındaki dayanıklılığını artırıp, materyalin veneer materyali olmasını sağlayan lōsit kristallerini oluşturmaktadır. (39).

Diğer seramikler ile kıyaslandığında doğal feldspar malzemelerinin avantajı erime sıcaklığını ve saflık derecesinin yüksek olmasıdır. Cam matriks içerisinde, 3-4µm boyutlarında grenleri ince, %30 oranında, homojen olarak dağılmış feldspar partikülleri bulunmaktadır. Bundan dolayı polisajlandığında parlaklığı çok iyidir. Polisaj uygulandıktan sonra materyalin dayanımı 130 MPa dır. Ancak glazür yapıldığı zaman 160 MPa'ya kadar çıkabilir. İnley, onley ve veneer kron yapımında kullanılmaktadırlar (40).

2.2. Diş Preparasyonu

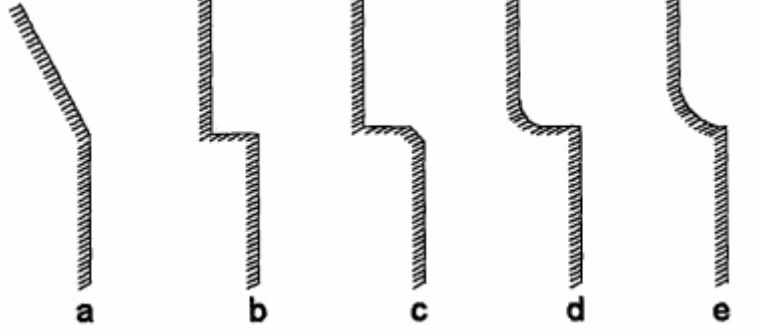
Sabit protetik uygulamalarda kron ve köprü restorasyonlarının başarısında iyi planlanmış teşhis ve tedavinin yanısıra yapılacak restorasyon ve preparasyonda büyük bir öneme sahiptir.

Diş kesiminde biyomekanik prensipler

- 1.Dişin yapısını korumak
- 2.Restorasyondaki yapısal sağlamlık
- 3.Tutuculuk ve direnç
- 4.Marjinal bütünlük
- 5.Periodonsiyumu korumak

Diş kesiminde genellikle 5 farklı marjin tasarımı kullanılır (Şekil 2.7)

- 1.Knife edge
- 2.Shoulder
- 3.Bizotajlı shoulder
- 4.Yuvarlatılmış shoulder ya da derin chamfer
- 5.Chamfer



Şekil 2.7. Marjin tasarımları a)Knife edge b)Shoulder c)Bizotajlı shoulder d)Derin chamfer e)Chamfer

1. Knife edge (bıçak sırtı)

Basamaksız kesim detaylı ölçü, teknikleri geliştirilmeden önce tavsiye edilmiştir. Marjinal uyumu iyi olmadığından, kron için sağladığı yer miktarı az olduğundan çok fazla tercih edilmemektedir.

Aşırı konturlu restorasyonlar genellikle bu basamak tipinden kaynaklanır (1,5).

2.Shoulder

Tam porselen kronlarda ve metal destekli porselen kronlarda daha sık kullanılır. Genellikle 90 derece olarak hazırlanır.135 derece olarak hazırlanan modifikasyonuda vardır. Açı uygun bir şekilde ayarlanmaz ise porselende kırılmaya sebep olabilir.135 derecelik hazırlanan marjin desteksiz mine oluşma ihtimalini azaltır (1,5).

3.Bizotajlı shoulder

Bizotajın açısı 40 ya da 70 derece olabilir. Genellikle derin chamfer olarak modifiye edilip kullanılır (1,5).

4.Derin chamfer

Shoulder basamak tipindeki aksiyon gingival açının yuvarlatılmasıyla elde edilen bir basamak şeklindedir (1,5).

5.Chamfer

Marjinal olarak geniş açılı sonlanır. Bu sayede kullanılan restoratif materyale yeterli yer sağlanmış olur. Chamfer basamak genellikle yuvarlak uçlu konik elmas bir frezle sağlanır.

Marjin elmas frezin ucunun kalınlığının yarısından fazla hazırlanmamalıdır. Borelli ve arkadaşları, kesilmiş dişlerin çeşitli bitiş çizgileri ile karşılaştırmışlar ve shoulder basamak tipinin en invaziv bitiş çizgisi olduğu, chamfer ve bıçak kenarının daha konservatif ve karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varmışlardır (41).

Minimal invaziv diş hekimliği için, chamfer gibi konservatif geometri, yuvarlak bir omuzdan daha iyi bir seçim olabilir. Bununla birlikte, hangi bitiş çizgisinin daha iyi marjinal ve dahili adaptasyonlar sunduğu açık değildir. Yakın zamanda yayınlanan sistematik bir derleme, mevcut birkaç çalışmanın çoğunun, marjinal adaptasyonun bir chamfer bitiş çizgisi için optimal olduğunu rapor etmiştir. (42).

2.3. Biyomekanik Kavramlar

Kuvvet

Maddelerin fiziksel özelliklerinde ya da hareketinde değişikliğe neden olan, yönü, şiddeti, doğrultusu belli olan vektörel özellikteki etkilere kuvvet denir. Birimi Newton(N)' dur (45).

Stres(gerilme)

Bir cisme uygulanan kuvvetle beraber o kuvvete denk şiddette ve ters yönde bir direnç oluşur. Oluşan direnç, kuvvet uygulanmış olan cismin üzerinde dağılır. Oluşan dirence stres adı verilir. Birimi Pascal (Pa)'dır (43).

Bir cisme bir kuvvet geldiği zaman, cisimde iç gerilmeler meydana gelir. Bu gerilmeler çekme gerilmesi, basma gerilmesi, makaslama gerilmesidir.

Çekme stresi: Molekülleri birbirinden uzaklaşmaya zorlayan aynı düzlemde, zıt yönde uygulanan iki kuvvet sonucu oluşan gerilmedir (44).

Basma stresi: Molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlayan aynı düzlemde ve yine zıt yönde uygulanan iki kuvvet sonucu oluşan gerilmedir (44).

Makaslama Stresi: Makaslama gerilmesi, malzeme kesiti ile aynı düzlemde olan malzemenin kesit alanına paralel olan kuvvetin vektörel bileşeninden kaynaklanan bir gerilimdir (44).

Asal Stres

Asal stres; üç boyutlu elemanda, tüm makaslama stresi bileşenlerinin sıfır olduğu zaman oluşan, en büyük stres değerleridir.

Elemanın hangi stres altında olduğunu anlamak için gelen kuvvetlerden mutlak değer hangisinin büyük ise cisim o stres tipinin etkisi altındadır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değer, “ σ_3 ” en küçük değer, “ σ_2 ” ise ara değer göstermektedir. σ_1 büyük çekme stresini, σ_3 ise en büyük basma stresini ifade eder (46).

Von Misses Stresi

Von mises stresi; çekilebilme özelliği olan materyaller için, şeklini değiştirmenin başlangıcı olarak kabul edilir. Yapının belli bölümündeki iç enerji, bir sınır değer geçerse, yapıda o andan sonra plastik deformasyon meydana gelir. Von mises gerilmesi, üç asal stres değer ile gösterilmektedir (46).

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

Gerinim (Strain)

Cisme bir kuvvet uygulandığında; boyutunda ortaya çıkan değişiminin, cismin başlangıçtaki boyutuna oranı olarak ifade edilmektedir. Yüzdelik olarak ifade edilmektedir. Gerilim, büyüklüğü ile yönü olan bir kuvvettir; gerinim ise kuvvet değil bir büyüklüktür. (47).

Elastik Modül

Gerilimin gerinime olan oranıdır. PA ile ifade edilir. Diğer ismi young modülüdür. Ne kadar yüksekse cisim o kadar rijittir (47).

Poisson Oranı

Elastik sınırlarda olan lateral gerilmenin aksiyal gerilmeye olan oranıdır -1 ile 0.5 arasında değişir (48).

İzotropi -Homojenite -Lineer Elastisite

X, y, z eksenlerde cisimlerin aynı elastikliğe sahip olması izotropidir.

Homojenite her noktada aynı mekanik özelliklere sahip olmasıdır.

Lineer elastisite cisimde oluşan gerinimin etki gösteren kuvvetler altındaki orantısal değişimidir (49).

Eleman (Element):

Sonlu elemanlar analizi yönteminde kullanılan modelin geometrisi sonlu sayıda çizgi, nokta, alan, hacimlerle ifade edilir. Bu sayede hem karmaşık olan hemde düz olan objeler eleman adı verilen basit geometrik parçalarla temsil edilmektedir. Bir model ne kadar çok sayıda elemana bölünebilirse gerçeği yansıtmaya o kadar artmış olur. Elemanlar tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu veya farklı şekillerde olabilirler (50).

Düğüm (Node):

Elemanların birbirlerine bağlandığı noktalara düğüm denir. Tüm elemanlar, düğümler numaralandırılarak matriksin bütünlüğü oluşturulmuş olur. Düğümler elemanlar birleşim yerinden üst üste gelmeden oluşturulmalıdır (51).

Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması:

Düğüm noktaları ve elemanların oluşturduğu tüm yapıya ağ (mesh) adı verilmektedir. Tüm elemanların deformasyonlarının toplamı, oluşan tüm yapının deformasyonunu gösterir. Böylece geometrik olarak orantısız olan bir yapının bile stres-gerinme davranışı incelenebilir (51).

Sınır Şartları:

Elemanlara kuvvet uygulandığı zaman serbest yüzey deformasyonu oluşmadan döngüsel olan hareketler gösterirler. Malzemede oluşan deformasyonun incelenmesi için düğümlerin bir kısmında serbestlik derecesinde kısıtlanma olması gerekir. Oluşan bu kısıtlamalara sınır şartları denilmektedir (50).

2.4. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde şu stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır;

2.4.1. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer cihazlar; materyallerin bir yük altında göstermiş olduğu şekil değişikliklerinin tespitinde kullanılan cihazlardır. İn vivo ile in vitro şartlarda dinamik ile statik yüklemelerde gerinimle ilgili sonuçlar elde edilmesini sağlar. Klinik yüklemelerde in vivo ölçüm yapan tek yöntemdir (52,53).

2.4.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem cisimlerin yapısındaki stres ve mekanik iç baskıların gözle görülen bir ışık taslağına dönüşmesine dayanır. Saydam olan cisimlerin içerisinden geçirilen polarize edilmiş ışığın iki defa kırılması esasına dayalıdır. Polarize ışık, kuvvetin etkisi altında kalan cisimden geçtiği zaman değişik hızlara sahip olan dikey titreşimlere dönüşür (52).

2.4.3. Holografik İnterferometre Stres Analiz Yöntemi

Cisimlerin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını yardımıyla holografik filmler üzerine kopyalanmasını sağlayan optik özellikteki yöntemdir. Test modellerinde hasara sebebiyet vermez, cisimlerin genellikle gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzeylerdeki deformasyonları nanometre (nm) hassasiyetinde algılanarak kaydedildiği oldukça hassas bir yöntemdir (53).

2.4.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, analizi yapılacak olan materyale vernik sürülür. Fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Kuvvet uygulandıktan sonra yapıda görülen çatlaklar kuvvetlerin daha yoğun olduğu bölgeleri gösterir (54).

2.4.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Uygulanan kuvvetler karşısında materyalin iç yapısında meydana gelen moleküler seviyedeki ısı değişikliklerinin ölçülmesini belirten analiz yöntemidir.

Termografik analiz yönteminde, uygulanan yorulma testi sırasında kızılötesi tarayıcı ile örneklerin yüzey sıcaklık artışları görüntülenir ve ölçülür (53).

2.4.6. Radyotelemetri

Radiotransmitter, güç kaynağı, alıcı ve modele uyumlandırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticileri ve verilerin kaydedilmesini sağlayan elemanlardan oluşan donanım ve yazılım için yardımcı programların kullanılmasıyla veriler elde edilir. Sonuçlar, gerilim ölçer cihazında meydana gelen direnç farklılıklarının radyotelemetri frekansını etkilemeleri sonucunda oluşmaktadır (55).

2.4.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, sürekli bir yapının daha küçük parçalara bölünerek analitik bir şekilde modellenmesi sonucunda ortaya çıkan parçaların veya elemanların ifade edilmesine dayanır (56). Sonlu elemanlar analizini ilk kullanan araştırmacılar 1976'da Weinstein ve arkadaşlarıdır (57).

Bu yöntem karmaşık mekanik sorunların basit alt problemlere ayrılmasıyla her bir sorunun kendi içerisinde hesaplanması yöntemiyle çözmeye çalışır. Bu yöntem in vivo ve in vitro olarak değerlendirilemeyecek kemik, implant, protetik parçaların ara yüzündeki davranışların taklidine ve değerlendirilmesine imkan vermiş olur.

Modelleme yönteminde, noktaların bir araya getirilmesiyle düğümler(nod), düğümlerin bir araya getirilmesiyle de ağ(mesh) yapıları oluşur. Bu oluşan ağ yapı, uygulanmakta olan kuvvete cismin nasıl tepki vereceğini ortaya çıkaran yapıdır. Düğüm noktaları ise ortaya çıkan stresleri gösterir. Modelleme işleminin sonucunda düğüm noktalarının yardımıyla, birbirine bağlanan daha basit geometrik şekiller oluşturulur. Bunlara eleman denir. Uygulanan kuvvet, her eleman için ayrı değerlendirmeye alınır. Bu yüzden hassasiyeti fazla olan bir analiz gerçekleştirmek için eleman sayısını yükseltmek gerekir (51).

Sonlu elemanlar analizi metodunda kullanılan elemanlar şunlardır:

-Çizgisel Elemanlar (Line elements): Düğüm noktalarının birbirlerine eklenmesiyle oluşan çizgisel şekilde elemanlardır.

-2 Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Kalınlığı sabit yassı yüzeyli geometrisi olan ve genel olarak üçgen veya eşkenar yamuk biçiminde, 3 veya 4 düğüm noktasına sahip elemanlardır.

- 3 Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyli üç boyutlu elemanlardır (58)

Oluşan modelin analiz edilebilmesi için şu verilerin elimizde bulunması gerekmektedir (59):

- 1.Cismin geometrisi, boyutu
- 2.Cismin geometrik koordinatları
- 3.Uygulanacak kuvvetler
- 4.Modelin sınır koşulları
- 5.Kullanılan materyallerin young modülü ve poisson oranı
- 6.Uygulanacak analiz tipi

Sonlu Elemanlar Stres Analizinde;

Modellerin birbirinden farklı yükleme koşulları altındaki analizi sonucudan farklı değişkenlere ilişkin verilere ulaşılabilir. Bu veriler aksiyal gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri asal gerilimler ya da eşdeğer gerilimler olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kemik benzeri kırılğan materyaller için asal gerilimler önemlidir. Bu verilerden ortaya çıkarılacak en büyük asal gerilim (maximum principal stress) modelde meydana gelen en büyük çekme stres değerini, en küçük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde meydana gelen en büyük sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Sünebilen materyaller için von misses stres sonuçları önemlidir. Ayrıca von misses değerleri tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi vermektedir (60)

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamaz. Değerlendirmede önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmalarını değerlendirmek amacıyla hesaplanır. Bu çalışmada, örneklerden elde edilen Von Misses Stres değerleri kayıt altına alınarak karşılaştırılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizinin bazı dezavantajları mevcuttur;

1. Cisimlerin, varsaydığımız izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite özellikleri yapıyı tam anlamıyla temsil etmemektedir.
2. Modellenen cisimler normalde çok daha fazla miktarda dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadırlar.
3. Araştırmanın doğru olması için programa yüklenen tüm veriler, yapılan modellemeler tamamen araştıran kişinin sorumluluğunda olduğundan çok detaylı bilgi transferi ve de işlem hassasiyetini gerektirmektedir (61).

Bu tez çalışmasının amacı: seramik ve kompozit üst yapı materyali ile veneerlenen PEEK ve PEKK alt yapı materyallerinin farklı basamak tasarımlarıyla kullanılması sonucu periodontal ligament, diş, kemik içi, alt yapı ve üst yapı materyallerindeki oluşan strese etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. Bu çalışmada; maksiller birinci molar dişte dört farklı basamak tipi üzerine PEEK, PEKK alt yapı ve porselen, kompozit üst yapı tasarlandı. Kona oblik ve vertikal kuvvetler uygulanarak kortikal kemik, spongiöz kemik, periodontal ligament, dentin, alt yapı ve üst yapıdaki maksimum asal stres, minimum asal stres, von mises stres bulgularına bakıldı. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmada Kullanılacak Modeller

Tablo 3.1. Çalışmamızda yer alan materyallerin gruplandırılması

	ALT YAPI	ÜST YAPI	BASAMAK
GRUP 1	PEEK	Kompozit	Shoulder 135
GRUP 2	PEEK	Kompozit	Shoulder 90
GRUP 3	PEEK	Kompozit	Chamfer
GRUP 4	PEEK	Kompozit	Derin Chamfer
GRUP 5	PEEK	Porselen	Shoulder 135
GRUP 6	PEEK	Porselen	Shoulder 90
GRUP 7	PEEK	Porselen	Chamfer
GRUP 8	PEEK	Porselen	Derin Chamfer
GRUP 9	PEKK	Kompozit	Shoulder 135
GRUP 10	PEKK	Kompozit	Shoulder 90
GRUP 11	PEKK	Kompozit	Chamfer
GRUP 12	PEKK	Kompozit	Derin Chamfer
GRUP 13	PEKK	Porselen	Shoulder 135
GRUP 14	PEKK	Porselen	Shoulder 90
GRUP 15	PEKK	Porselen	Chamfer
GRUP 16	PEKK	Porselen	Derin Chamfer

3.2. Çalışmamızda Değerlendirilecek Üç Boyutlu Geometrik Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemine Göre Hazırlanması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel

Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Şekil 3.1) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.1. Optik tarayıcının görüntüsü

Modeller, VRMesh yazılımı yardımıyla geometrik olarak oluşturulduktan analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

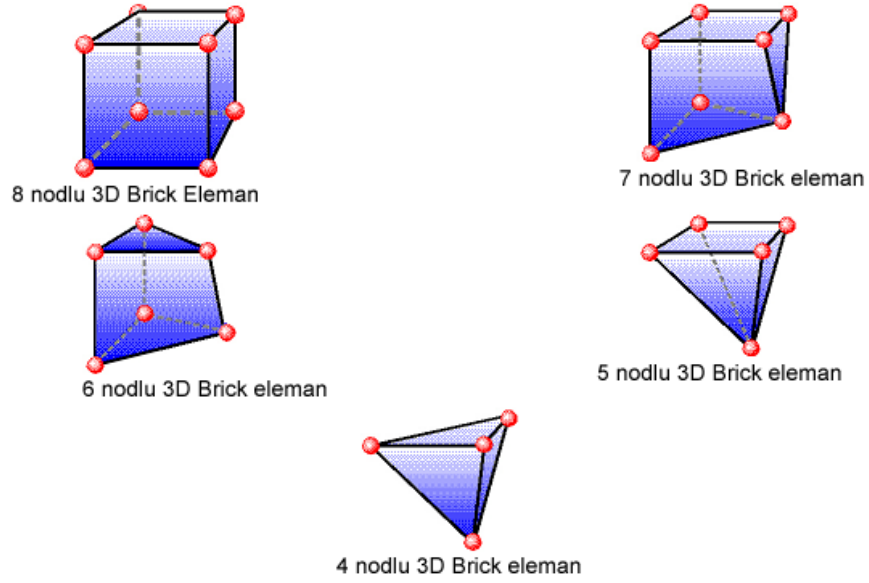
Materyal Özellikleri

Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin young modülü ve poisson oranları

	YoungModulus (MPa)	Poisson's Ratio	Kaynaklar
Kompozit (Gc Gradia Plus)	9110	0.35	Üretici firma talimatları
Feldspatik Porselen	82800	0.35	20
Dentin	18600	0.31	49
Pulpa	3	0.45	96
Pdl	0.0689	0.45	49
Kortikal Kemik	13700	0.3	119
Spongioz Kemik	1370	0.3	119
PEEK	4100	0.4	19
PEKK	5100	0.45	17

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Mesh işleminde kullanılan yapıların eleman görüntüsü

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın izin verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3.3)

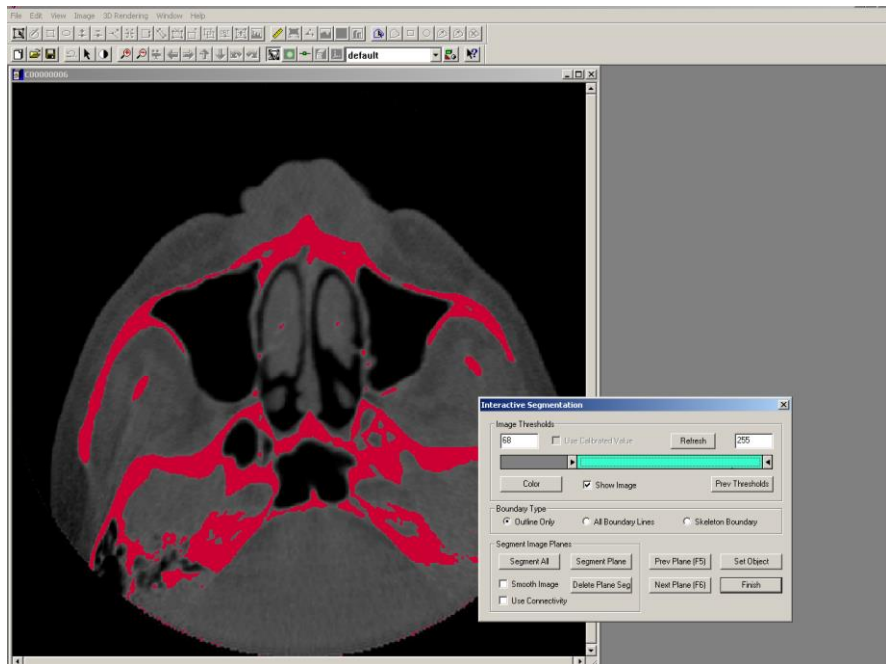
Tablo 3.3. Vertikal ve oblik kuvvet uygulandığında eleman ve node sayıları

	Vertikal Eleman	Node	Oblik Eleman	Node
Porselen-PEEK-Shoulder 135⁰	108533	21448	108533	21448
Porselen-PEEK-Shoulder 90⁰	107678	21383	107661	21383
Porselen-PEEK-Chamfer	103473	20778	103473	20778
Porselen-PEEK-Derin Chamfer	114112	22398	114095	22398
Porselen-PEKK-Shoulder 135⁰	108533	21448	108533	21448
Porselen-PEKK-Shoulder 90⁰	107661	21383	107661	21383
Porselen-PEKK-Chamfer	103473	20778	103456	20778

Porselen-PEKK-Derin Chamfer	114095	22398	114095	22398
Kompozit-PEEK-Shoulder 135⁰	108533	21448	108533	21448
Kompozit-PEEK-Shoulder 90⁰	107661	21383	107678	21383
Kompozit-PEEK-Chamfer	103473	20778	103456	20778
Kompozit-PEEK-Derin Chamfer	114112	22398	114095	22398
Kompozit-PEKK-Shoulder 135⁰	108533	21448	108533	21448
Kompozit-PEKK-Shoulder 90⁰	107678	21383	107661	21383
Kompozit-PEKK-Chamfer	103473	20778	103473	20778
Kompozit-PEKK-Derin Chamfer	114112	22398	114095	22398

3.2.1. Maksillar Kemiğin Modellenmesi

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işın Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir (Şekil 3.3)



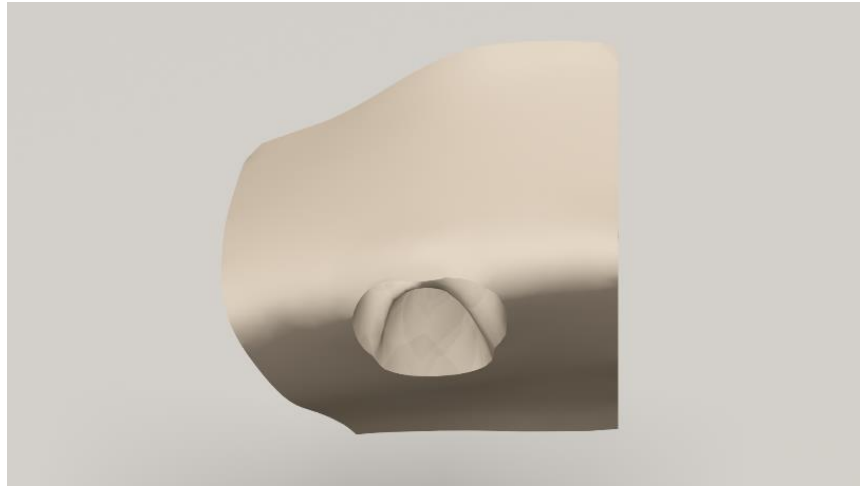
Şekil 3.3. 3D-Doctor yazılımı

VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak ise Bilgin'in (62) çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçildi. Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken; Bilgin'in çalışmasından yola çıkarak kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelik mesafe bırakılmıştır.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu (Şekil 3.4).

Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, protez, alt yapı ve üst yapı parçaları gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 3.4. Modellenmiş maksillar kemik kesiti

3.2.2. Maksillar 1.Molar Dişin Modellenmesi

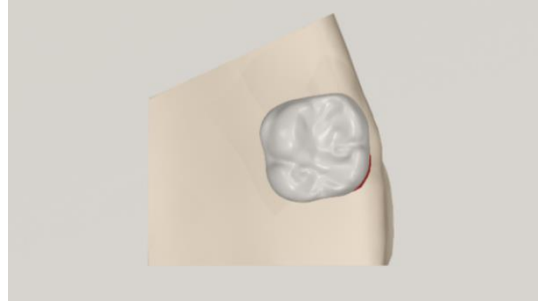
X, y, z eksenlerinde taraması yapılan maksillar birinci molar diş Rhinoceros yazılımında birleştirildi. Birleştirme işleminden sonra dişlerin morfolojisi Wheeler atlasına (Tablo 3.4) göre düzenlendi. Dişlerin kemik içinde kalan kısımlarında 0.2 mm'lik PDL ve lamina dura modellendi.

Tablo 3.4. Wheeler atlası'na göre kron boyutları

Üst Çene Doğal Dişler	Kron boyu (mm)	Mine-sement sınırında meziodistal çap (mm)	Kronun mezio-distal çapı (mm)	Mine-sement sınırında bukkolingual çap (mm)	Kronun bukkolingual çapı (mm)
Kanin	10,0	5,5	7,5	7,0	8,0
Birinci küçükazı	8,5	5,0	7,0	8,0	9,0
İkinci küçükazı	8,5	5,0	7,0	8,0	9,0
Birinci büyükazı	7,5	8,0	10,0	10,0	11,0
İkinci büyükazı	7,0	7,0	9,0	10,0	11,0



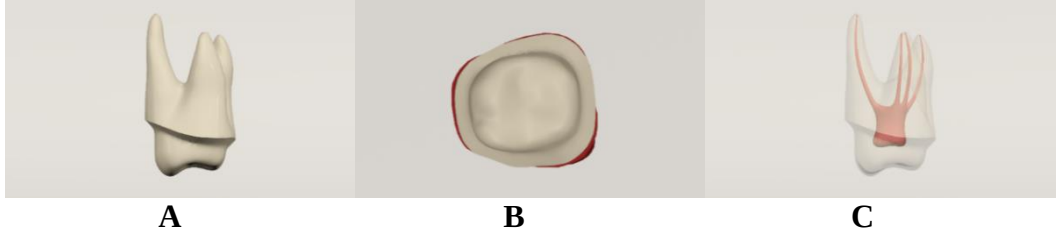
Şekil 3.5. Maksillar 1. Molar diş mesialden görünümü



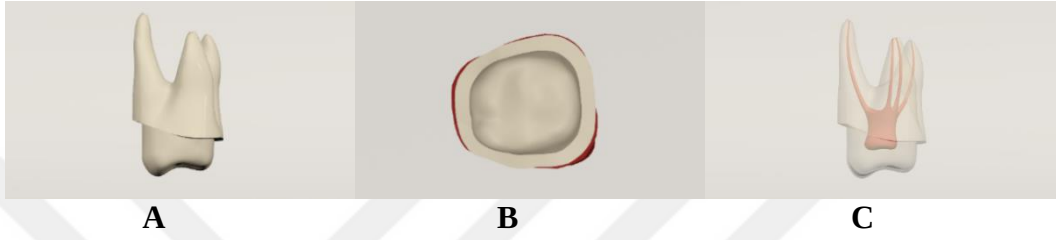
Şekil 3.6. Maksillar 1.molar dişin okluzalden görünümü

3.2.3. Diş Preparasyonunun Modellenmesi

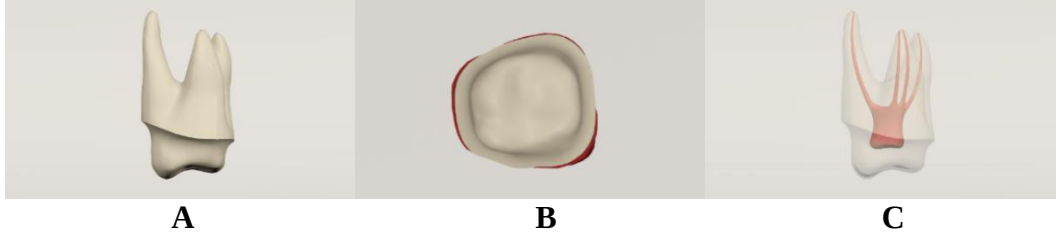
Maksillar 1.molar diş modellendikten sonra shoulder 135° , shoulder 90° , chamfer, derin chamfer basamağın ideal yerleri belirlendi ve bu hatlardan kronlar diş kökleriyle ayrıldı. Diş kökünde ortaya çıkan boşluğa birebir uyacak şekilde diş preparasyonu ideal kıstaslara göre oluşturuldu. Aksiyal duvarların açısı 6° olarak ayarlandı. Basamak derinliği 1mm olarak ayarlandı. Okluzal kesim derinliği 2mm olacak şekilde ayarlandı. Aynı olarak modellenen diş preparasyonları, kökler ile weld işlemi (Weld işlemi: Kaynak yapma işlemidir. Belirli bir eşik değeri içerisindeki ilgili elemanları yaptırmaya yarar) yapılarak birleştirildi.



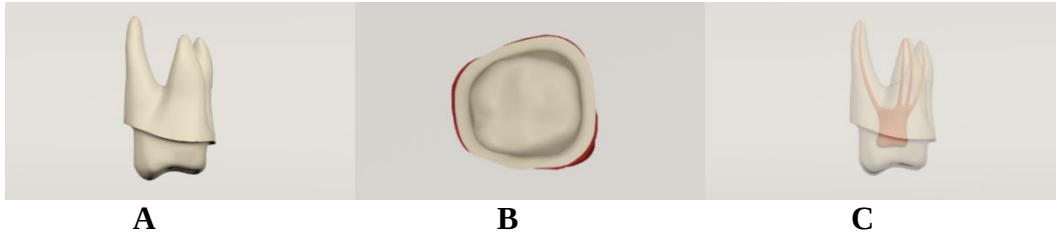
Şekil 3.7. Shoulder 135⁰ basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü(A)
Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C)



Şekil 3.8. Shoulder 90⁰ basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A)
Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C)



Şekil 3.9. Chamfer basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A) Okluzalden
görünümü (B) Pulpanın görünümü (C)

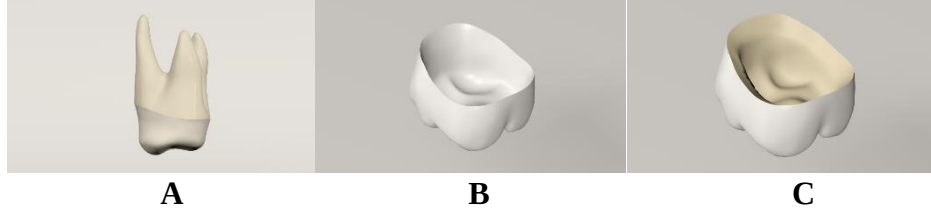


Şekil 3.10. Derin chamfer basamak prepare edilmiş dişin mesial görünümü (A)
Okluzalden görünümü (B) Pulpanın görünümü (C)

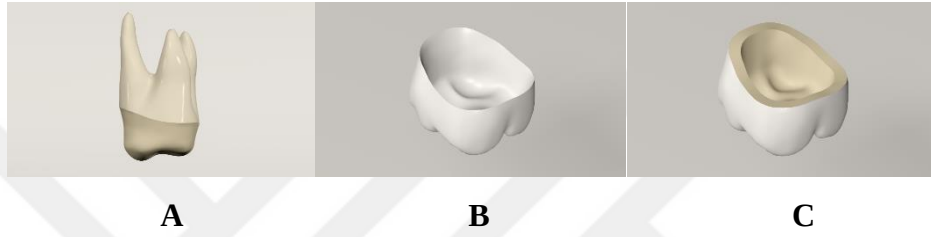
3.2.4. Alt Yapı ve Üst Yapıların Modellenmesi

Diş kesimi modellemesi kesinleştirildikten sonra kron modellemesine geçildi. Kesilmiş maksillar 1.molar diş üzerine dişin anatomik yapısına uygun bir şekilde

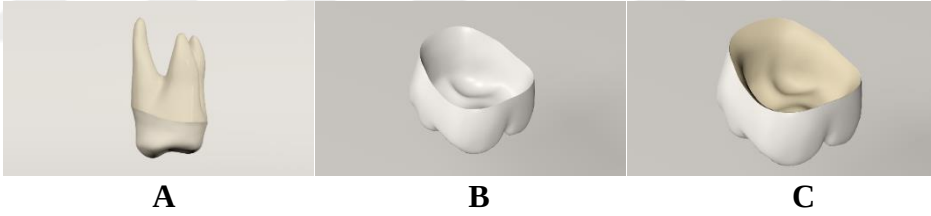
PEEK, PEKK alt yapı ve kompozit, porselen üst yapı “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu olarak modellendi.



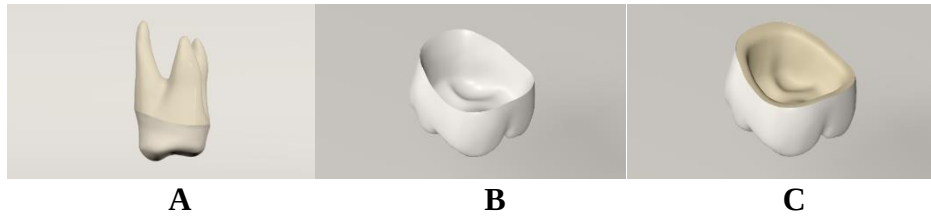
Şekil 3.11. Shoulder 135⁰ basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü (C)



Şekil 3.12. Shoulder 90⁰ basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü (C)



Şekil 3.13. Chamfer basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü (C)



Şekil 3.14. Derin chamfer basamak alt yapının mezialden görünümü (A) Üst yapının görünümü (B) Alt yapı ve üst yapının birlikte görünümü (C)

3.3. Üç Boyutlu Katı Modellerin Oluşturulması

Rhinoceros 4.0 yazılım programıyla 3 boyutlu katı modelleme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Rhinoceros 4.0 yazılım ile kemik modelde 1 mm kortikal

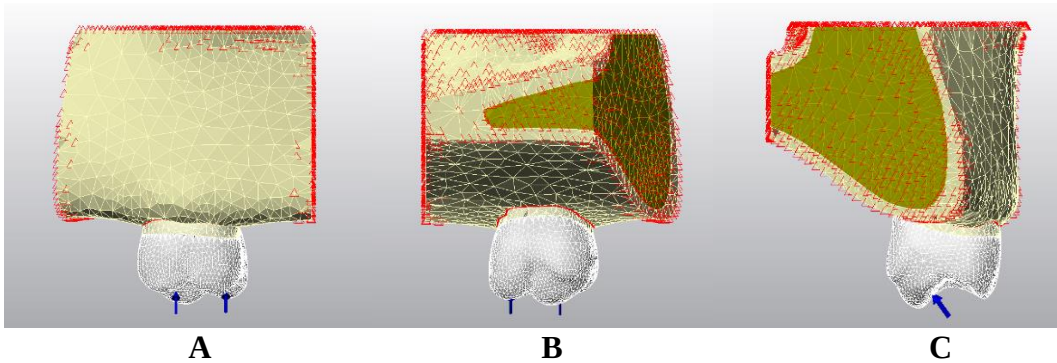
kemik ile çevrili olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongioz kemik modellenmiştir. Sonrasında shell işlemi ile kortikal kemik spongioz kemikten ayrılmıştır. Sonuç olarak kemik-diş sisteminin modellenmesi ve birleştirilmesi işlemleri tamamlanmıştır. Alt yapı kalınlığı en az 0,5 mm olacak şekilde oluşturulmuştur ve üst yapı kalınlığı maksimum 2 mm olacak şekilde alt yapı kalınlığı bireyselleştirilmiştir. Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan alınan 16 numaralı dişin boyutları ve görüntüleri Rhinoceros 4.0 yazılımına aktararak kron modeli elde edilmiştir. Elde edilen restorasyonun diş ile olan uyumu Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Kron ve kesilmiş diş arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden dolayı göz ardı edilmiştir.

3.4. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

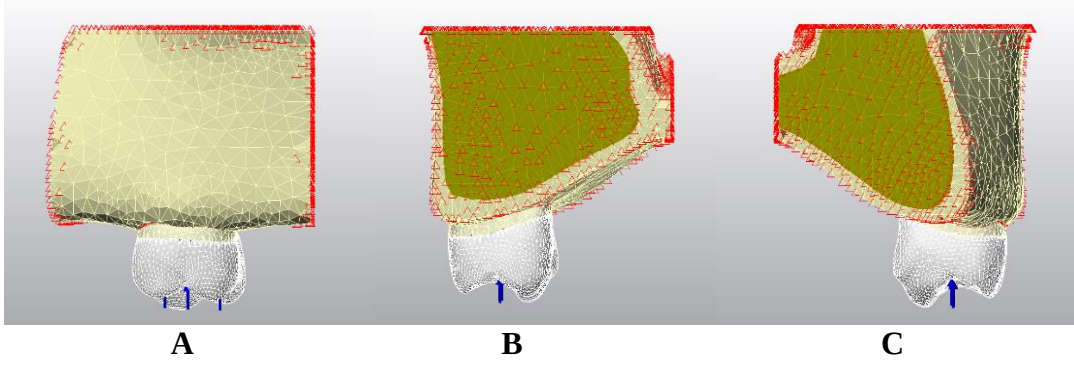
4 Farklı materyal 4 farklı basamak tipine sahip model için iki çeşit yükleme senaryosu olup; her model için vertikal ve oblik yükleme koşulları simule edilerek toplamda 32 analiz gerçekleştirilmiştir.

Vertikal yükleme çiğneme döngüsünü simüle etmektedir. Kuvvet molar dişin mesial, santral ve distal fossalarından 100'er N toplam 300 N olarak uygulanmıştır.

Oblik yüklemede kuvvet fonksiyonel tüberküller olan mesiopalatinal ve distopalatinal tüberküllerin buccal eğimine bukkal lingual yönde 45 derece açıyla 75'er N toplam 150 N olarak uygulanmıştır.



Şekil 3.15. Oblik kuvvet uygulanması bukkalden görünüm (A) palatinalden görünüm (B) mezialden görünüm (C)



Şekil 3.16. Vertikal kuvvet uygulanması bukkalden görünüm (A) distalden görünüm (B) mezialden görünüm (C)

4. BULGULAR

Araştırmada; 4 farklı basamak tipi, 2 farklı alt yapı, 2 farklı üst yapı kullanımı ve 2 farklı kuvvet uygulanmasıyla stres bulguları elde edildi. Elde edilen 16 farklı modellemede oluşan maksimum principle stress'leri ve von mises stress'leri incelendi. Elde edilen bulgular, ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller, streslerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlarda belirlenen bölgelerin noktasal değerlerini içeren tablolarla sunuldu.

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Skalalar aynı yapı ve aynı yükleme için sabitlenmiştir. Skalaların renk aralıklarının sabit tutulması şekillerin birbirleriyle karşılaştırılmasına imkan vermektedir. Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, çekme stresleri ve von mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stres değerleri negatif değerlerle gösterilmektedir. Fakat basma streslerinin mutlak değerleri alınmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler yüksek stres değerlerini göstermektedir.

4.1. Kortikal Kemikteki Stres Bulguları

4.1.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Maksimum, Minimum Principle Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (16.1687MPa) grup 5, en düşük maksimum principle stres değeri (15.7906 MPa) grup 2 de belirlenmiştir.

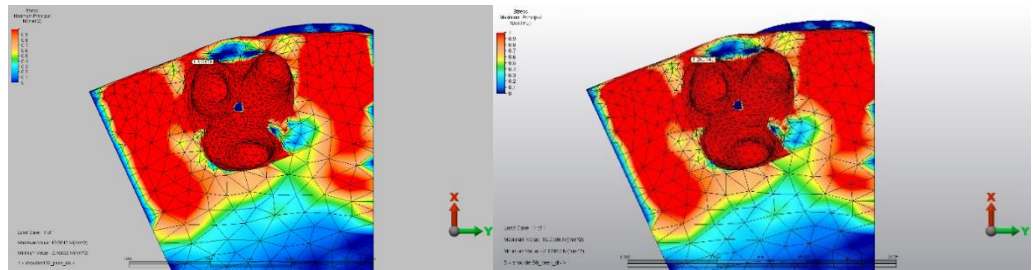
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (16.1712MPa) grup 13, en düşük maksimum principle stres değeri (15.7906 MPa) grup 10 da belirlenmiştir.

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-11.3053) grup 2,4, en düşük minimum principle stres değeri (-112513 MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

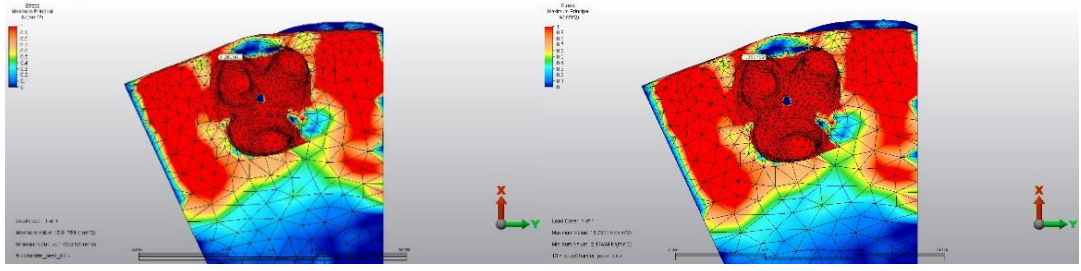
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-11.3053) grup 10,12, en düşük minimum principle stres değeri (-11251 MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.1. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum, minimum principle stres bulguları (MPa)

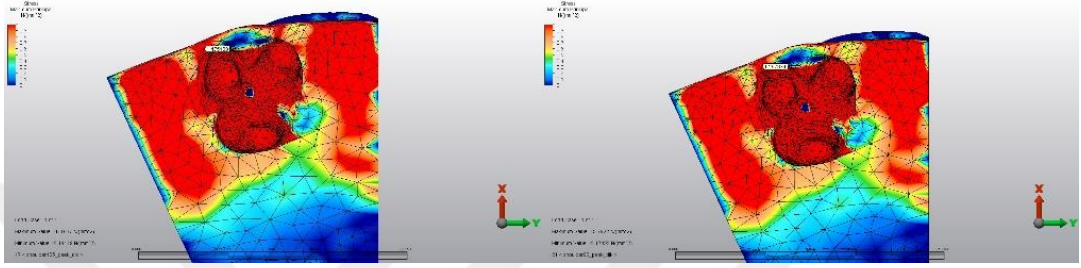
	Maximum Principle	Minimum Principle		Maximum Principle	Minimum Principle
GRUP 1	15.8842	-11.2923	GRUP 9	15.8845	-11.2923
GRUP 2	15.7906	-11.3053	GRUP 10	15.7906	-11.3053
GRUP 3	15.8175	-11.3001	GRUP 11	15.818	-11.3
GRUP 4	15.7931	-11.3053	GRUP 12	15.7931	-11.3053
GRUP 5	16.1687	-11.2513	GRUP 13	16.1712	-11.251
GRUP 6	15.7922	-11.3045	GRUP 14	15.7922	-11.3045
GRUP 7	15.8874	-11.2884	GRUP 15	15.8878	-11.2883
GRUP 8	15.7964	-11.3045	GRUP 16	15.7963	-11.3045



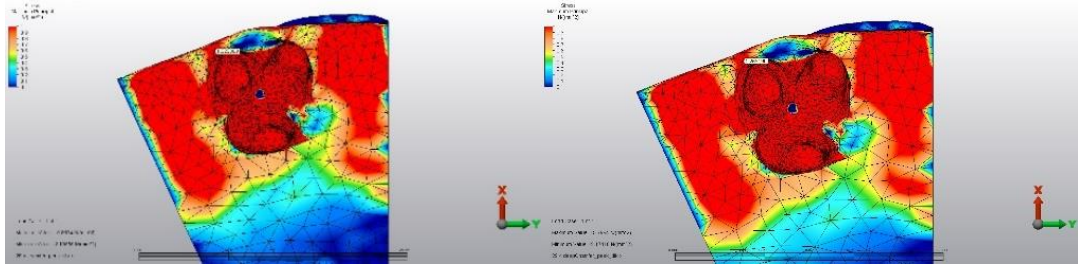
Şekil 4.1. Grup 1 (a) grup 2(b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



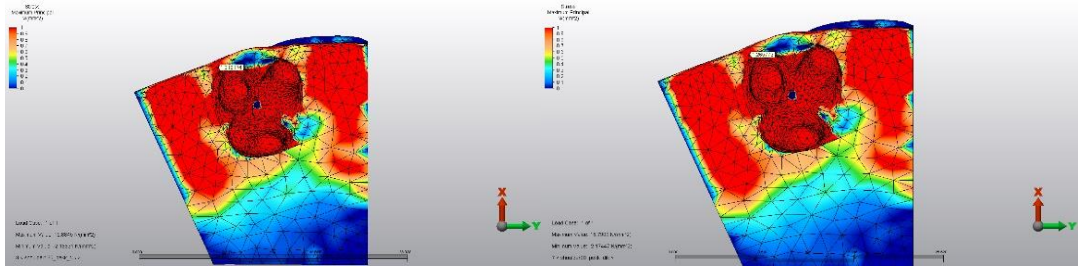
Şekil 4.2. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



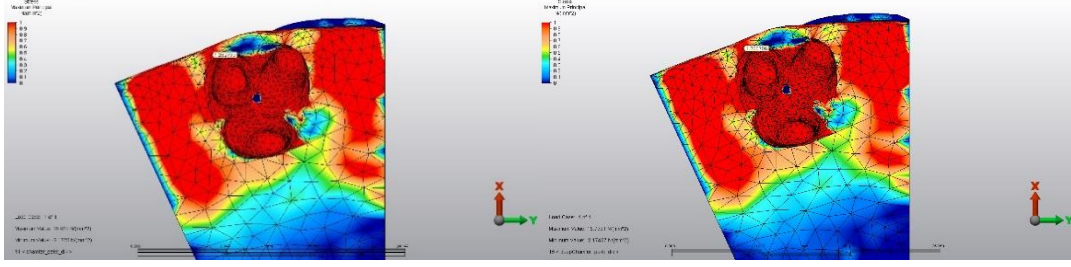
Şekil 4.3. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



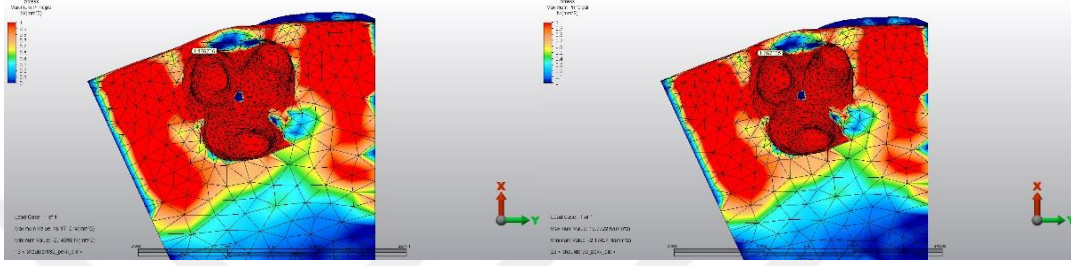
Şekil 4.4. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



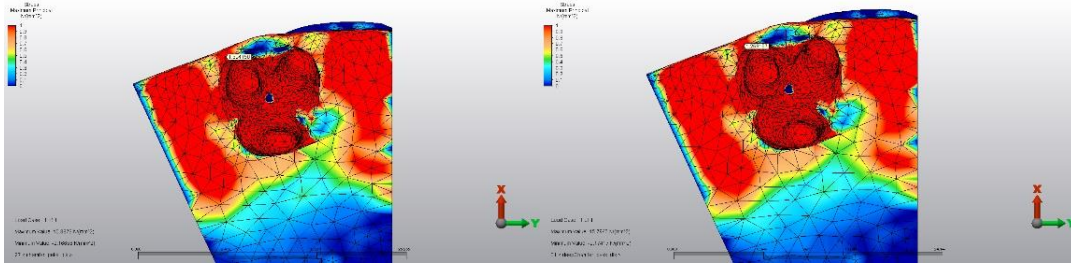
Şekil 4.5. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



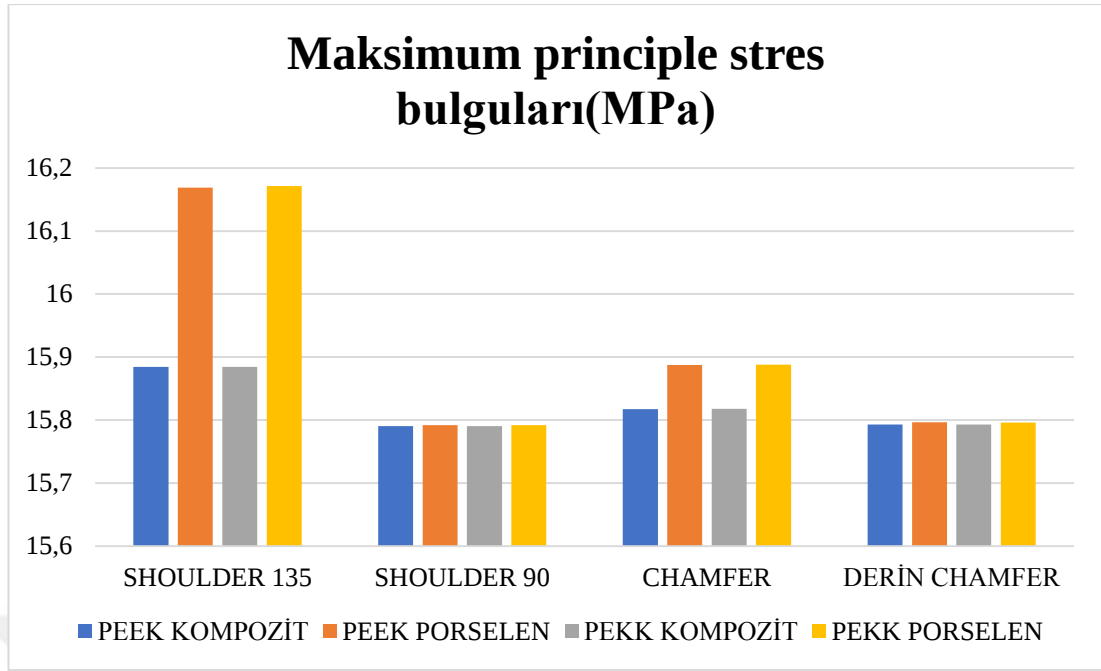
Şekil 4.6. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



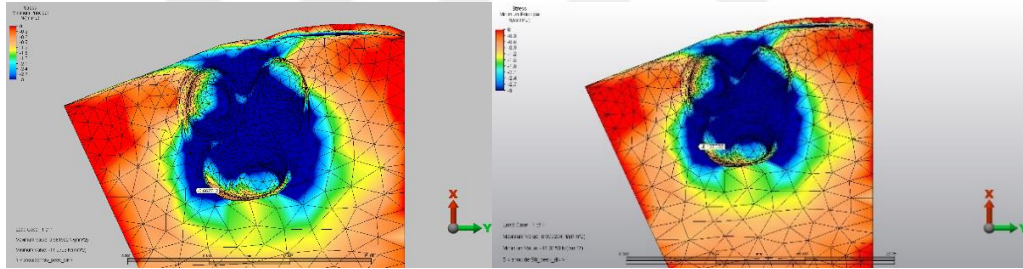
Şekil 4.7. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



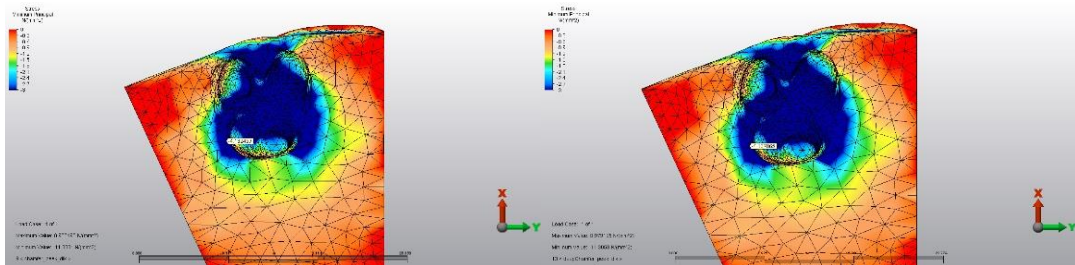
Şekil 4.8. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



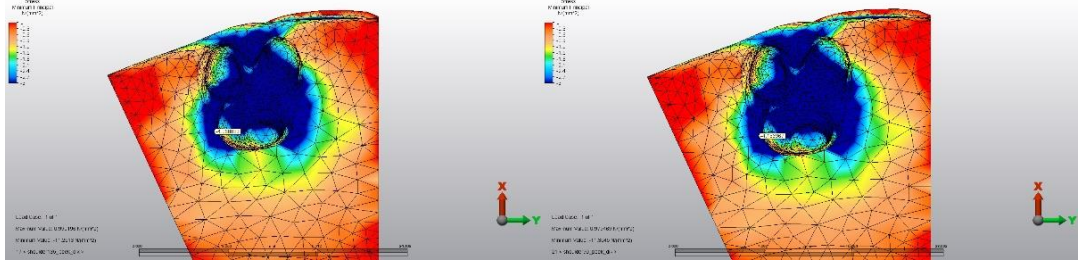
Şekil 4.9. Kortikal kemiğe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması



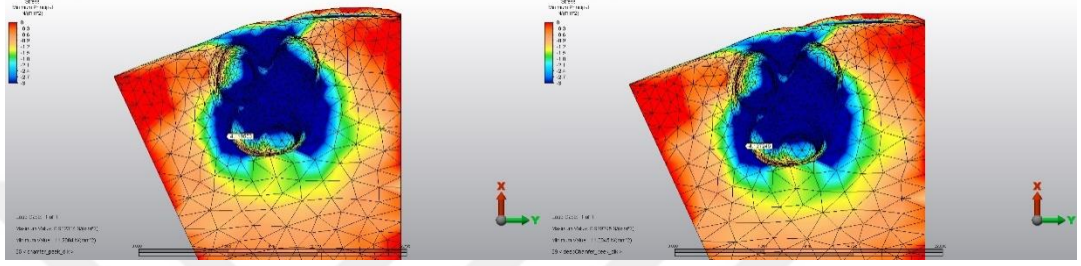
Şekil 4.10. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



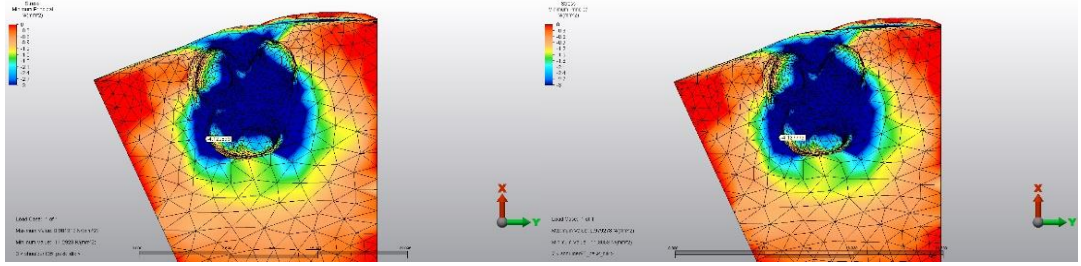
Şekil 4.11. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



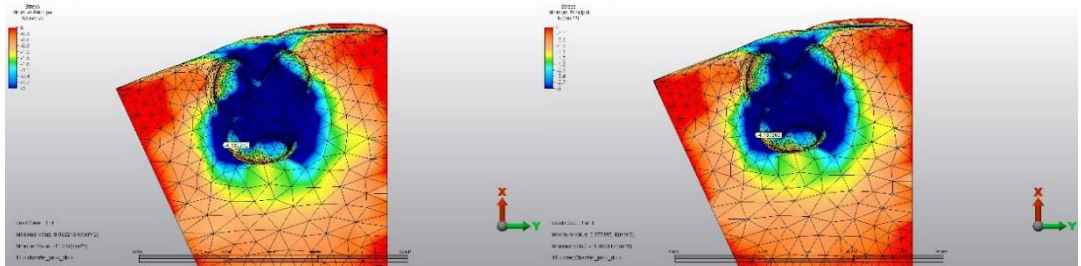
Şekil 4.12. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



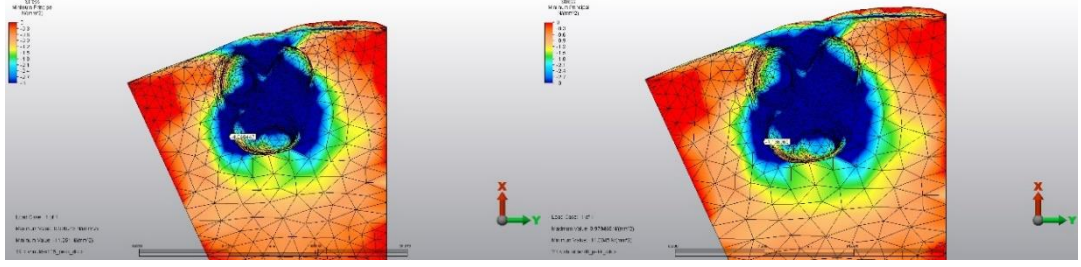
Şekil 4.13. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



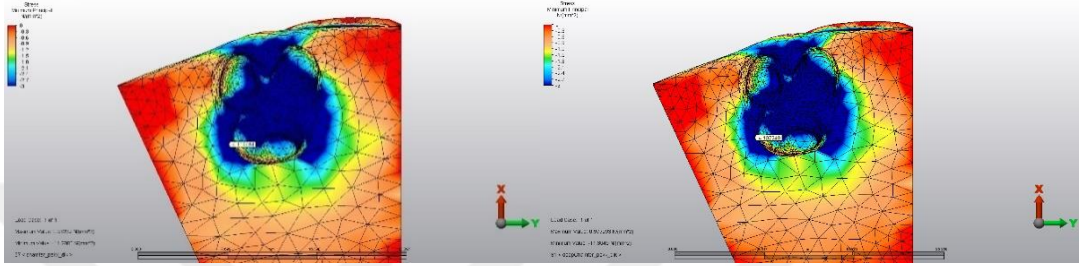
Şekil 4.14. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



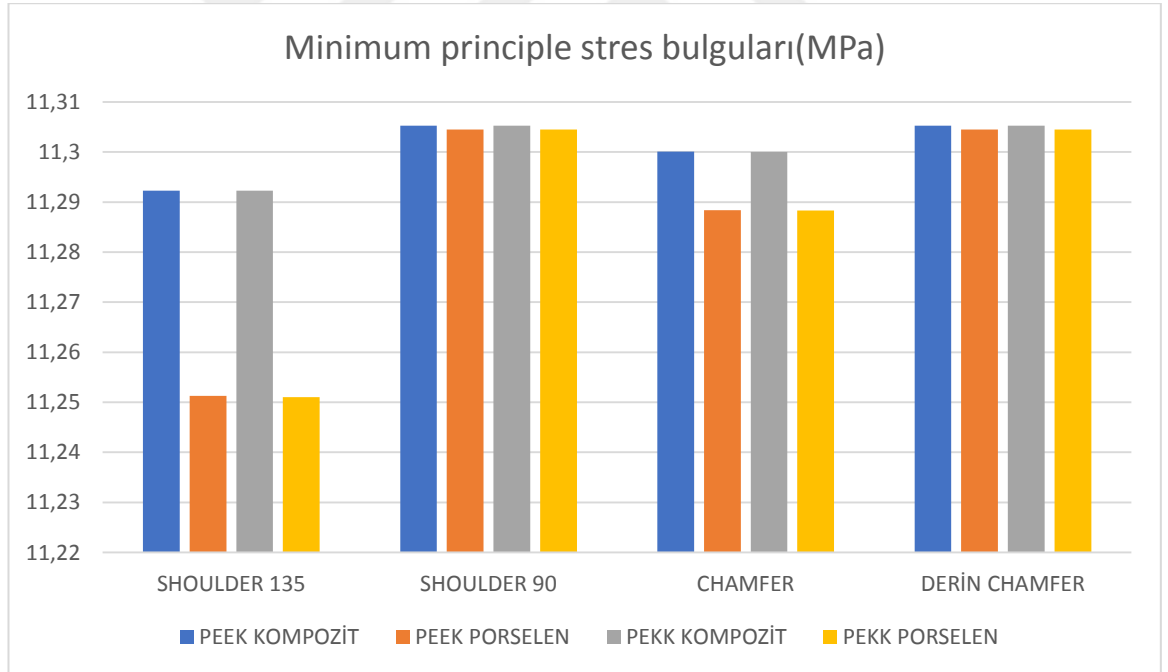
Şekil 4.15. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.16. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.17. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.18. Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde kortikal kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması

4.1.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Maksimum, Minimum Principle Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (7.87894MPa) grup 2, en düşük maksimum principle stres değeri (7.15695 MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

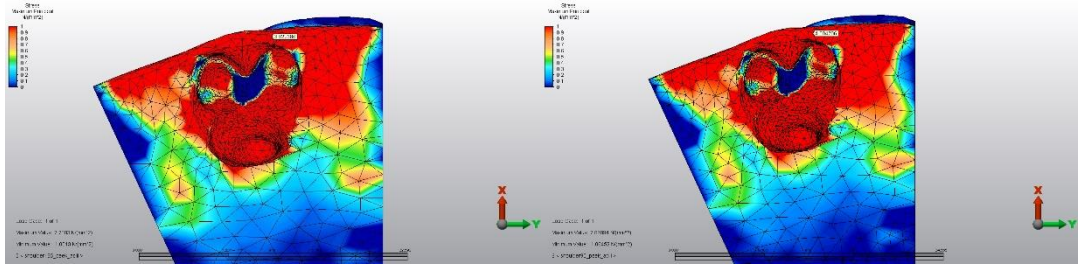
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (7.87846MPa) grup 10, en düşük maksimum principle stres değeri (7.152MPa) grup 13 da belirlenmiştir.

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-27.3487MPa) grup 2, en düşük minimum principle stres değeri (-22.5265 MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

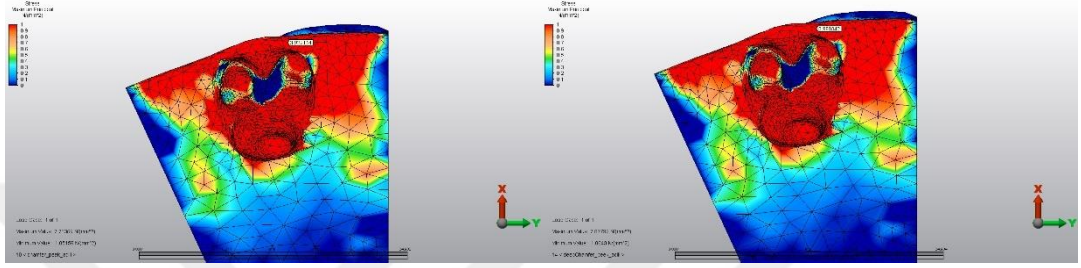
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-27.3478MPa) grup 10, en düşük minimum principle stres değeri (-22.4976 MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.2. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum, minimum principle stres bulguları (MPa)

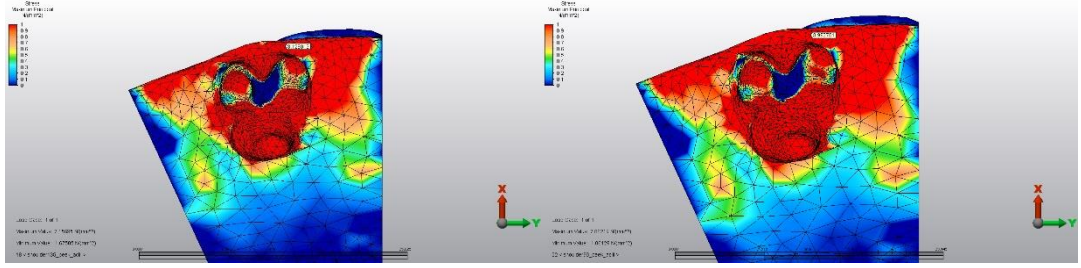
	Maximum Principle	Minimum Principle		Maximum Principle	Minimum Principle
GRUP 1	7.7303	-26.3344	GRUP 9	7.72961	-26.3309
GRUP 2	7.87894	-27.3487	GRUP 10	7.87846	-27.3478
GRUP 3	7.78369	-26.8694	GRUP 11	7.78128	-26.8616
GRUP 4	7.87792	-27.303	GRUP 12	7.87783	-27.3027
GRUP 5	7.15695	-22.5265	GRUP 13	7.152	-22.4976
GRUP 6	7.86219	-27.2945	GRUP 14	7.86208	-27.2942
GRUP 7	7.54811	-25.4102	GRUP 15	7.54571	-25.401
GRUP 8	7.86714	-27.213	GRUP 16	7.86711	-27.2128



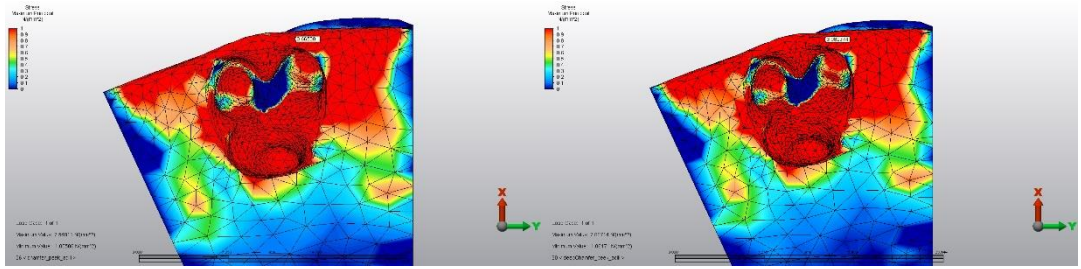
Şekil 4.19. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar diş oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



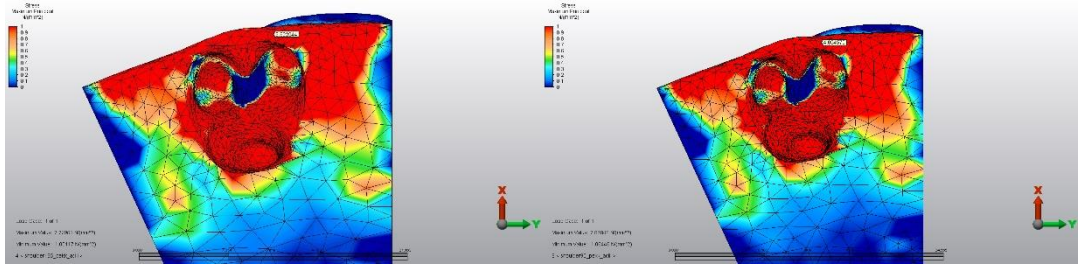
Şekil 4.20. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar diş oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



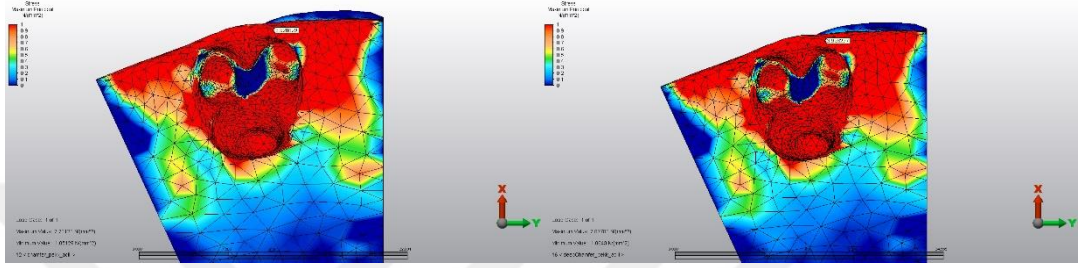
Şekil 4.21. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar diş oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



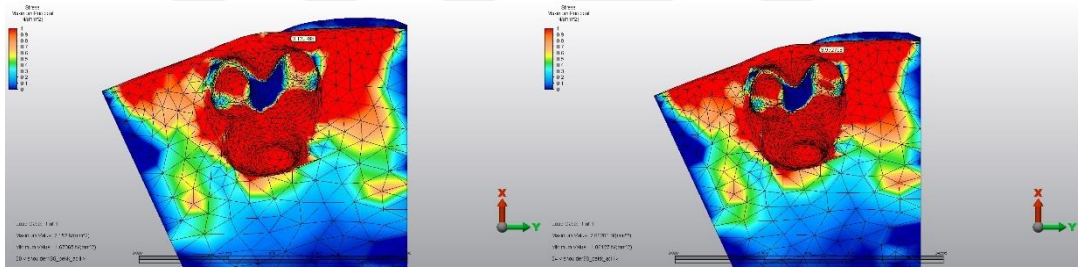
Şekil 4.22. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar diş oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



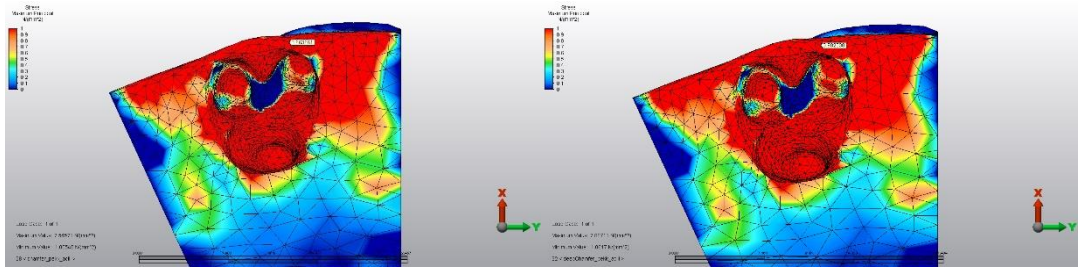
Şekil 4.23. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



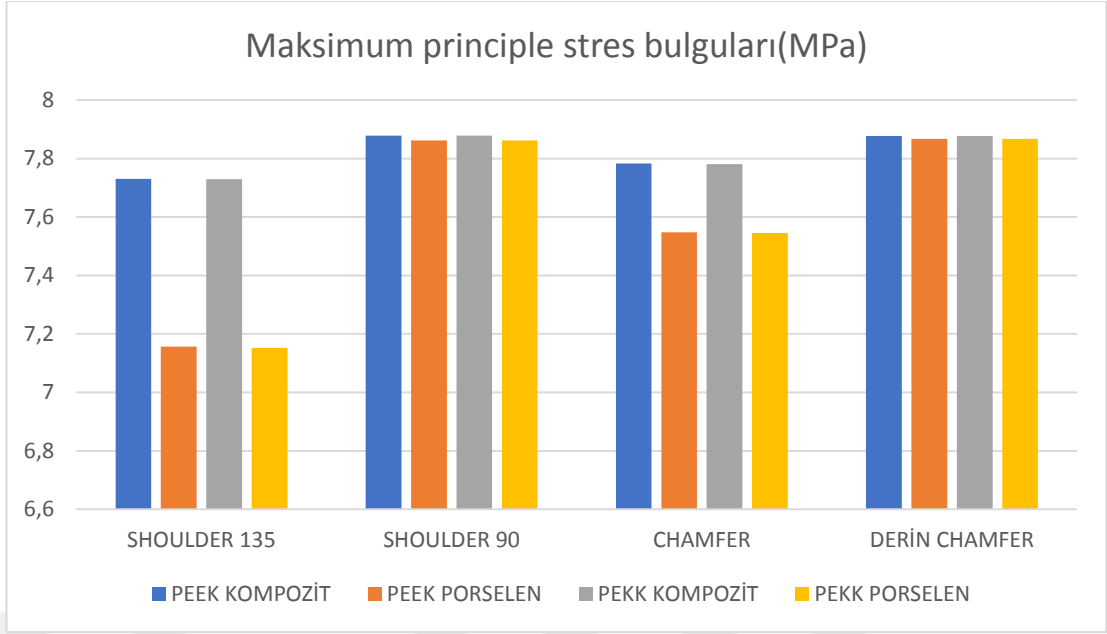
Şekil 4.24. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



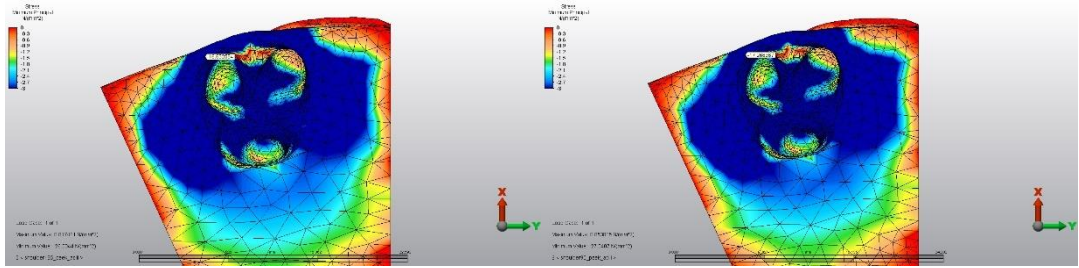
Şekil 4.25. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



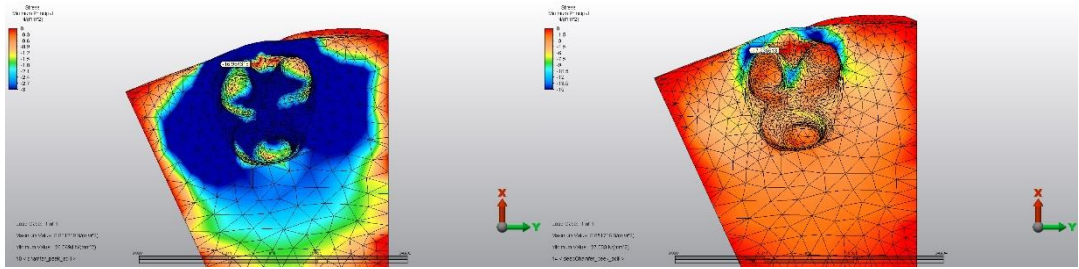
Şekil 4.26. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte maksimum principle stres bulguları



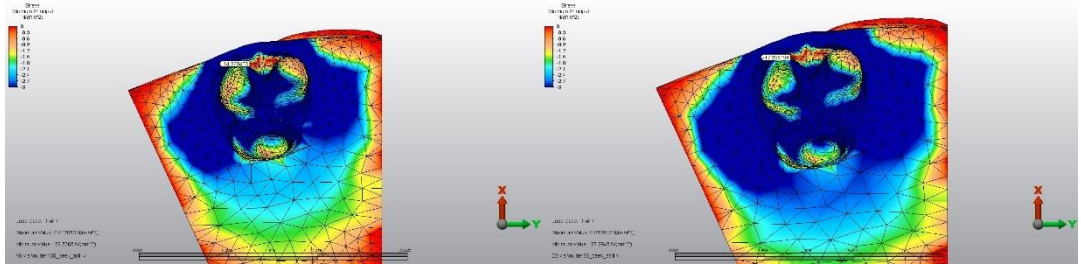
Şekil 4.27. Kortikal kemiğe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması



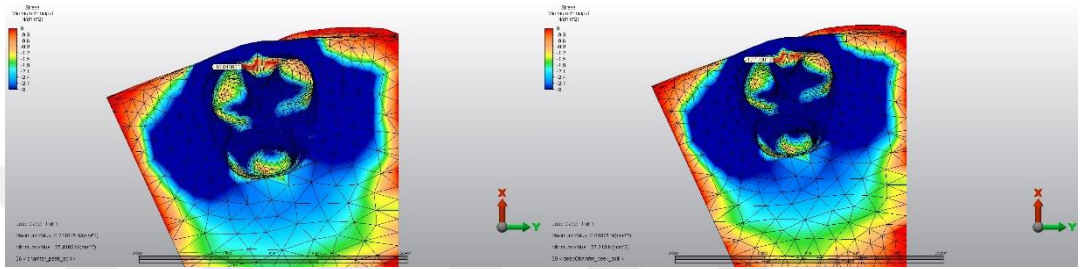
Şekil 4.28. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



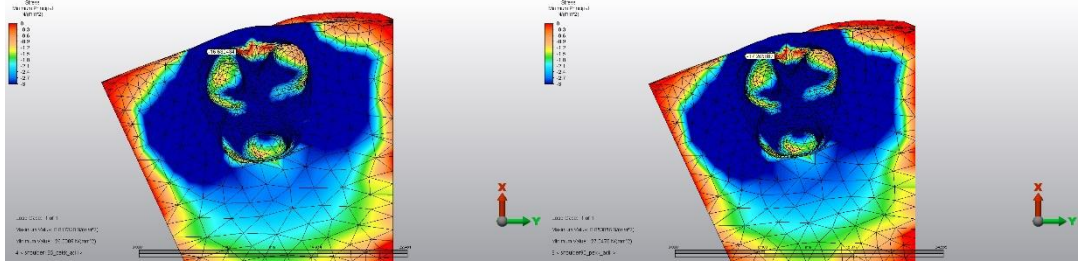
Şekil 4.29. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



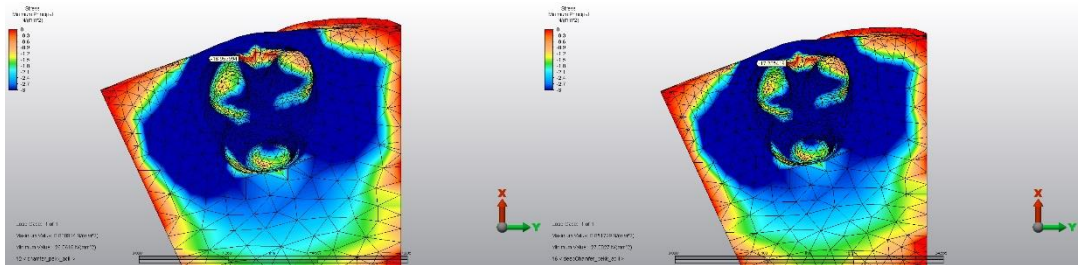
Şekil 4.30. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



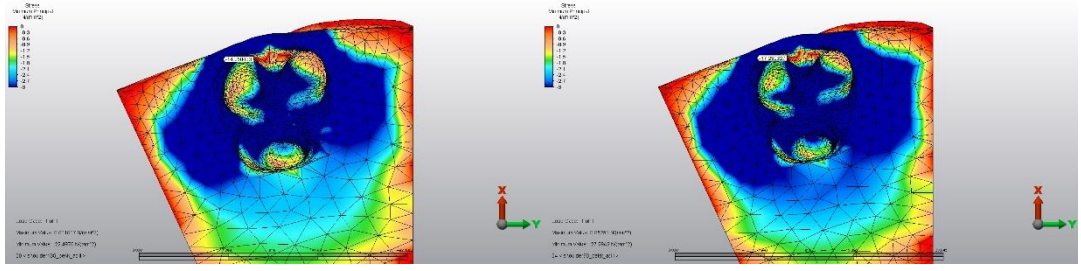
Şekil 4.31. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



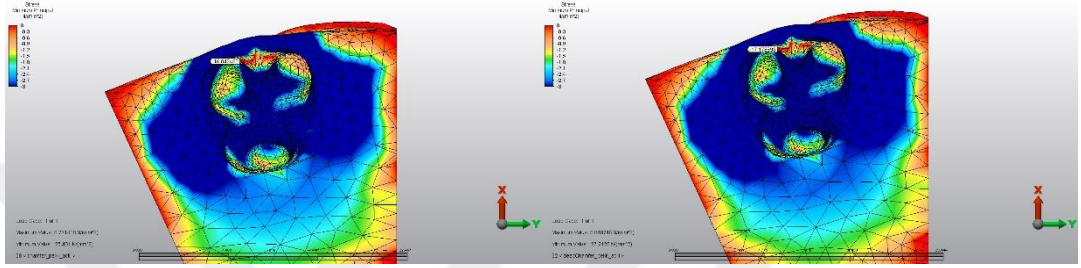
Şekil 4.32. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



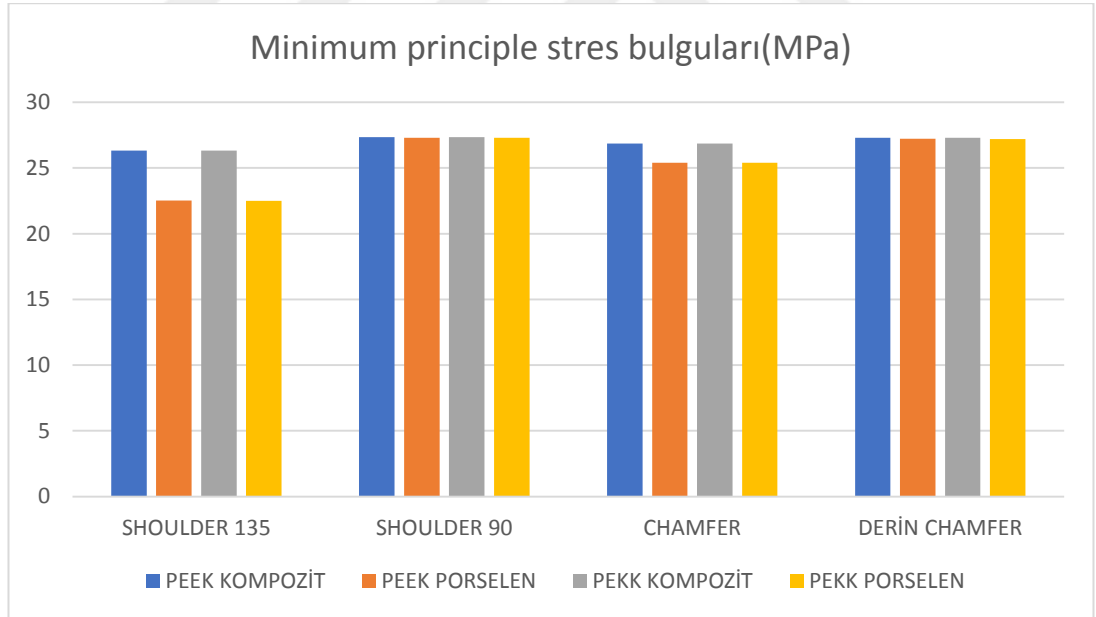
Şekil 4.33. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.34. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stress bulguları



Şekil 4.35. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte minimum principle stress bulguları



Şekil 4.36. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde kortikal kemikte minimum principle stress bulgularının karşılaştırılması

4.2. Spongioz Kemikteki Stres Bulguları

4.2.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Maksimum, Minimum Principle Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (1.08804MPa) grup 5, en düşük maksimum principle stres değeri (1.06239 MPa) grup 2 de belirlenmiştir.

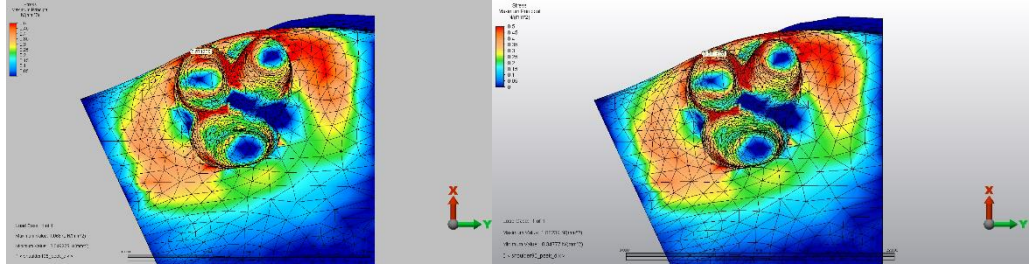
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (1.0882MPa) grup 13, en düşük maksimum principle stres değeri (1.06239 MPa) grup 10 da belirlenmiştir.

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-2.41887MPa) grup 4, en düşük minimum principle stres değeri (-2.41264 MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

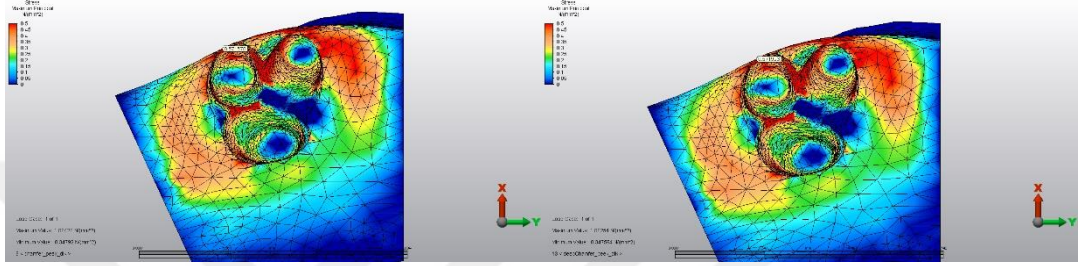
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-2.41887MPa) grup 12, en düşük minimum principle stres değeri (-2.4126 MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.3. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum, minimum principle stres bulguları (MPa)

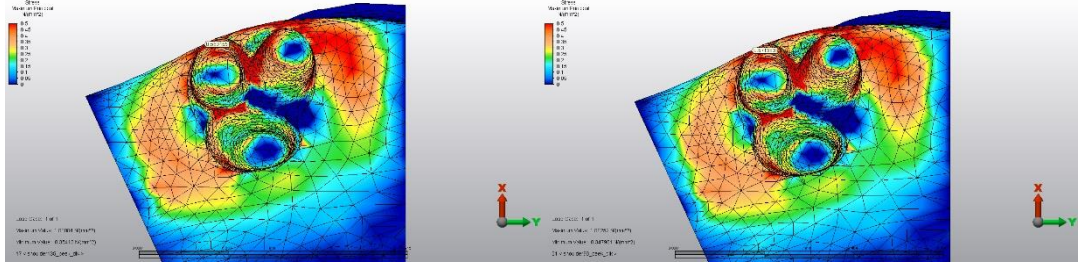
	Maximum Principle	Minimum Principle		Maximum Principle	Minimum Principle
GRUP 1	1.06872	-2.41737	GRUP 9	1.06874	-2.41736
GRUP 2	1.06239	-2.41886	GRUP 10	1.06239	-2.41886
GRUP 3	1.06426	-2.41827	GRUP 11	1.06429	-2.41826
GRUP 4	1.06254	-2.41887	GRUP 12	1.06254	-2.41887
GRUP 5	1.08804	-2.41264	GRUP 13	1.0882	-2.4126
GRUP 6	1.06252	-2.41876	GRUP 14	1.06252	-2.41876
GRUP 7	1.06905	-2.41693	GRUP 15	1.06908	-2.41692
GRUP 8	1.06277	-2.41878	GRUP 16	1.06277	-2.41878



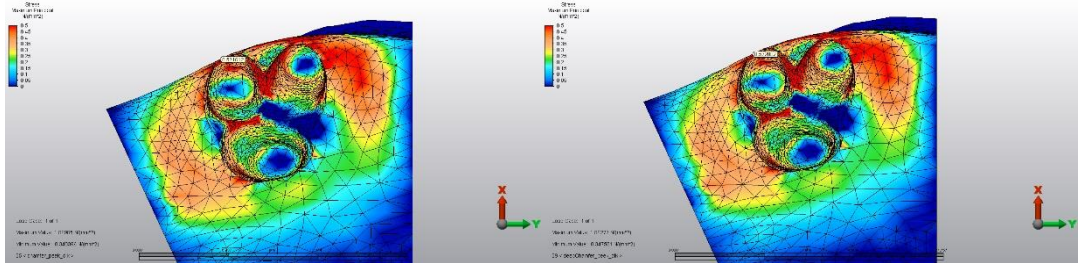
Şekil 4.37. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



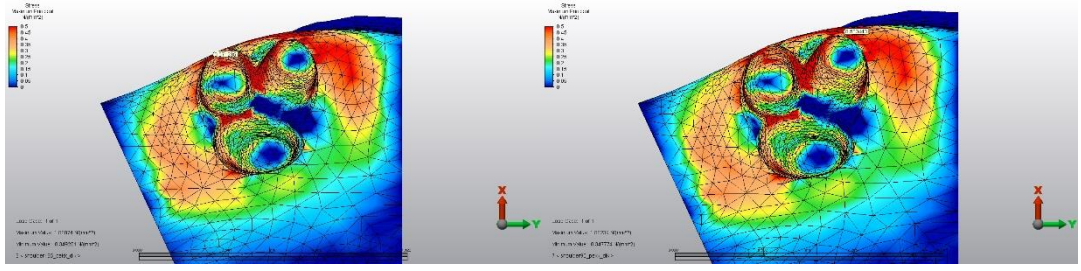
Şekil 4.38. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



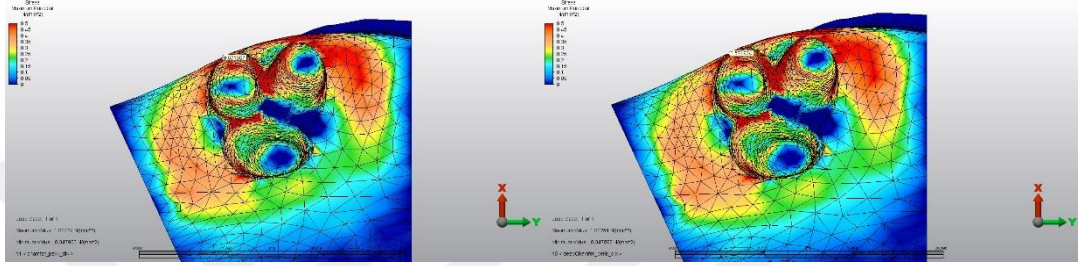
Şekil 4.39. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



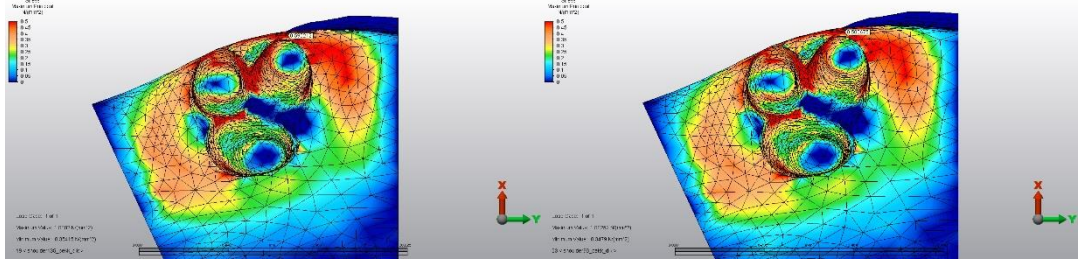
Şekil 4.40. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



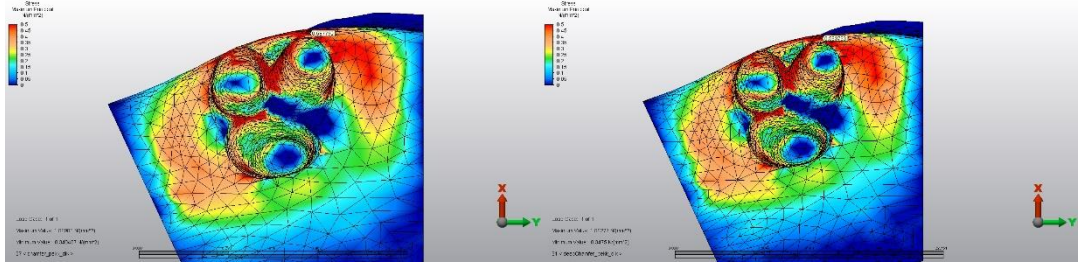
Şekil 4.41. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



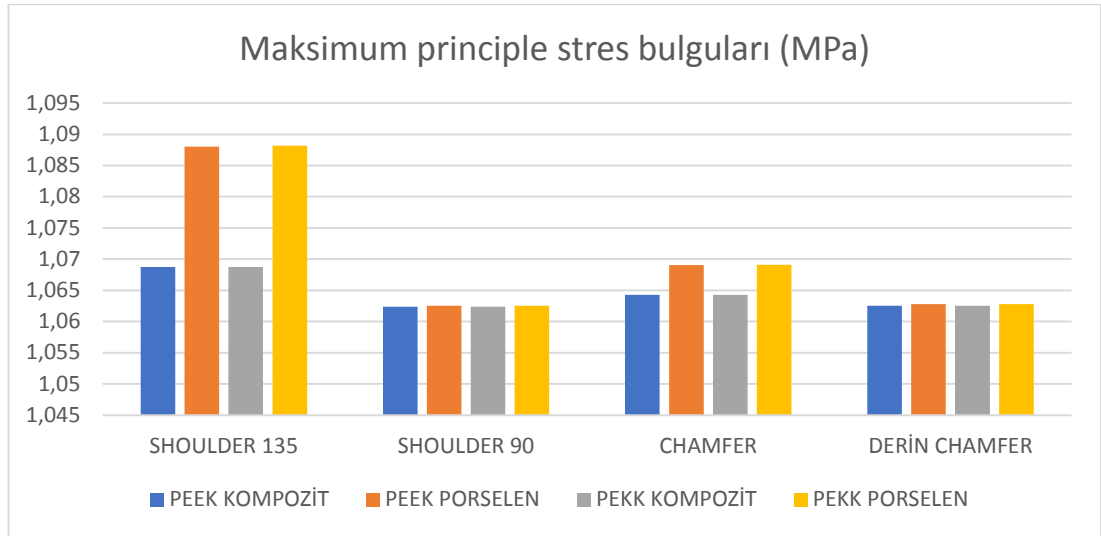
Şekil 4.42. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



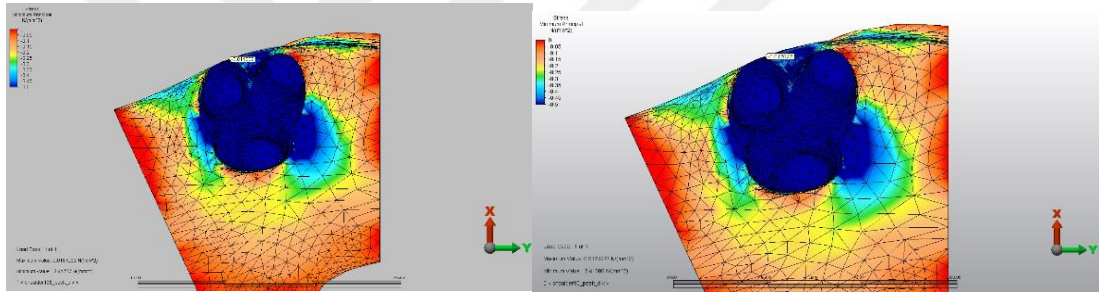
Şekil 4.43. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



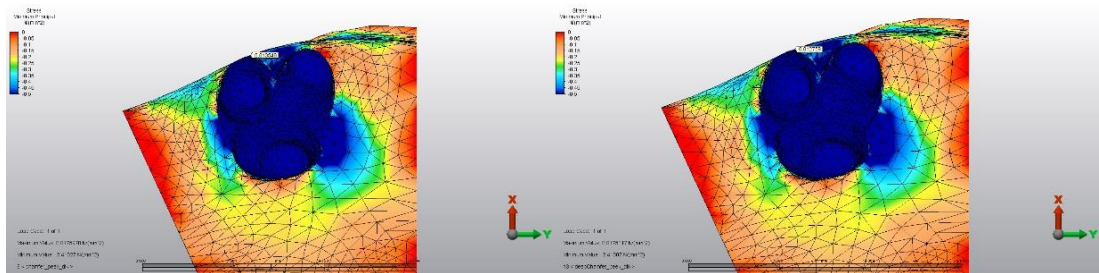
Şekil 4.44. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



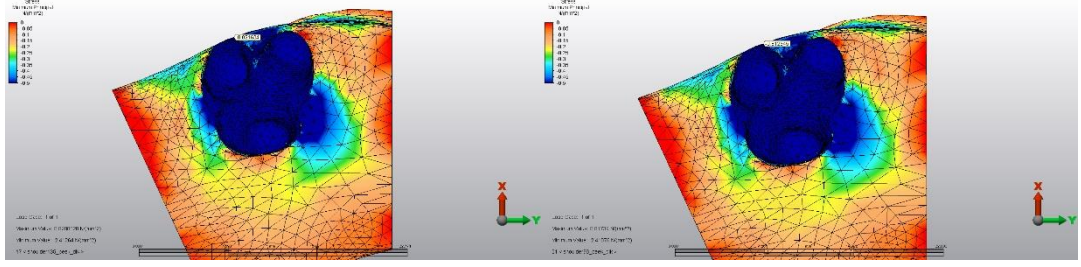
Şekil 4.45. Spongioz kemiğe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması



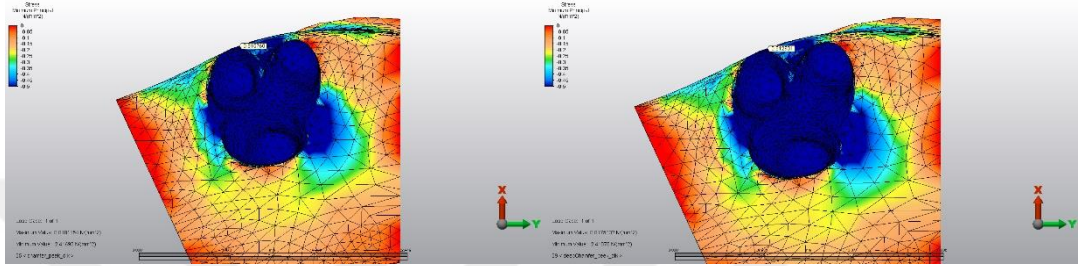
Şekil 4.46. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



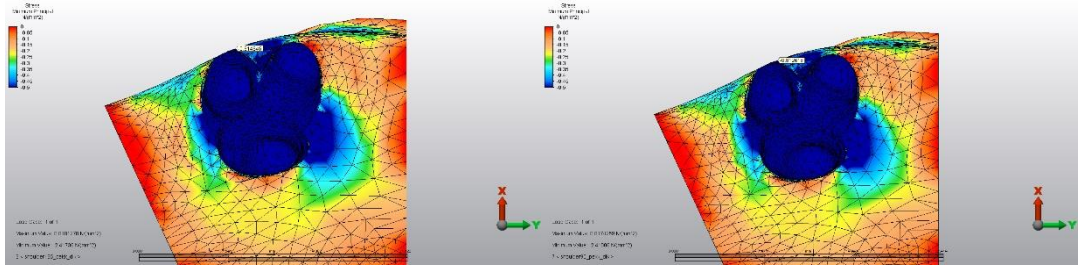
Şekil 4.47. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



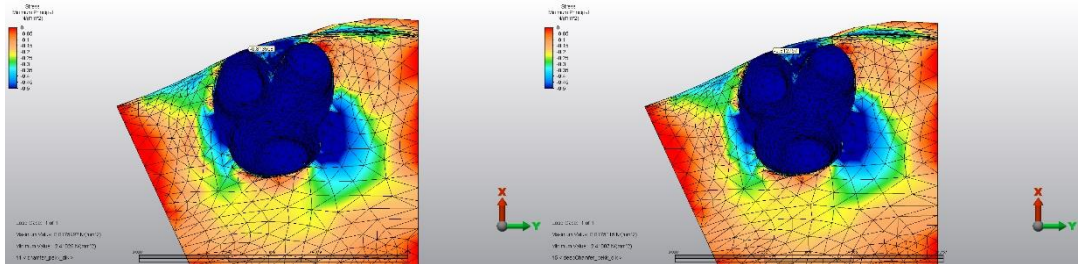
Şekil 4.48. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



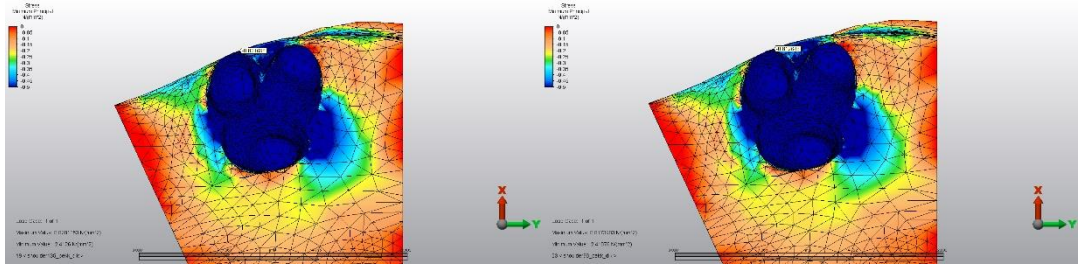
Şekil 4.49. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



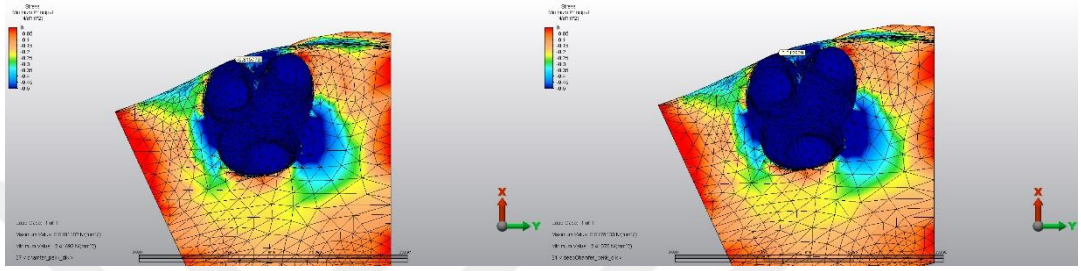
Şekil 4.50. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



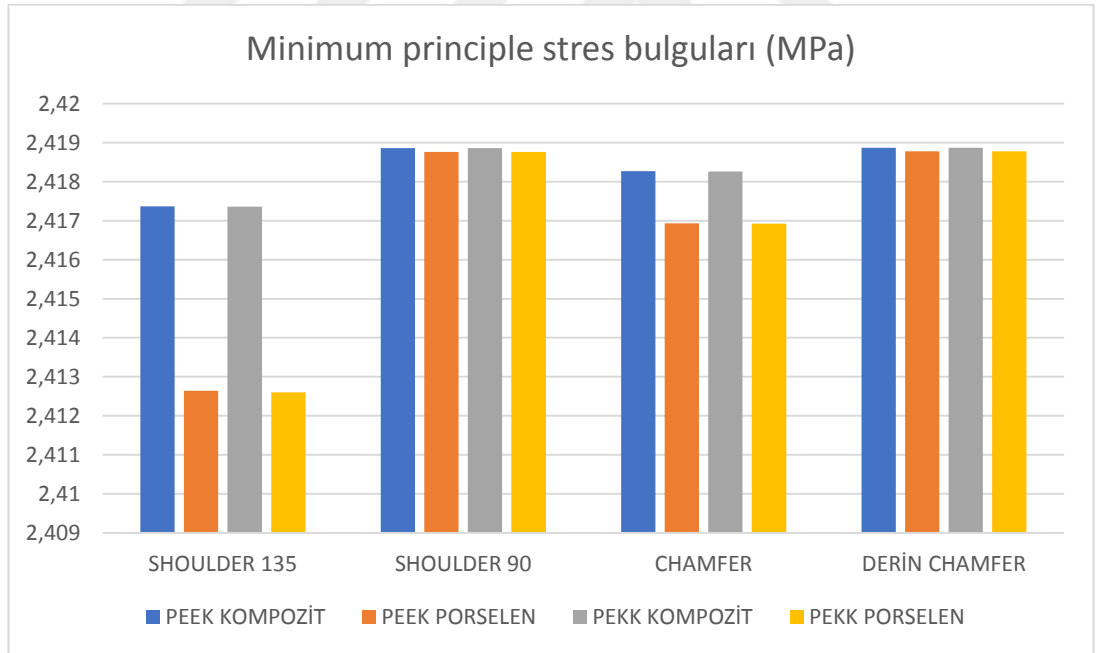
Şekil 4.51. Grup 11(a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.52. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongios kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.53. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında spongios kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.54. Maksillar 1. Molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongios kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması

4.2.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Maksimum, Minimum Principle Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (1.35926MPa) grup 2, en düşük maksimum principle stres değeri (1.15687 MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

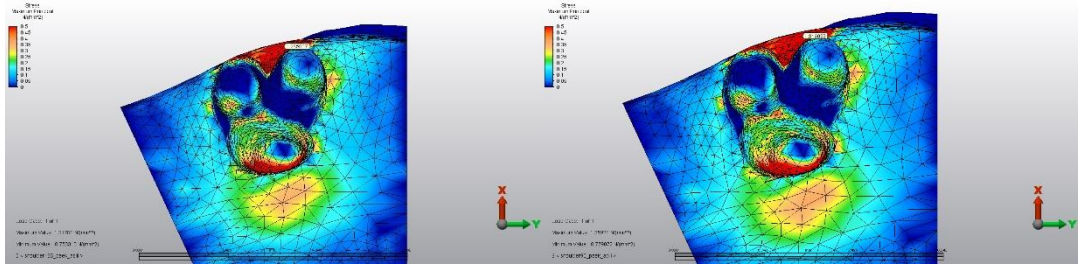
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek maksimum principle stres değeri (1.35922MPa) grup 10, en düşük maksimum principle stres değeri (1.15572 MPa) grup 13 da belirlenmiştir.

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-2.15459) grup 2, en düşük minimum principle stres değeri (-2.06992 MPa) grup 1 de belirlenmiştir.

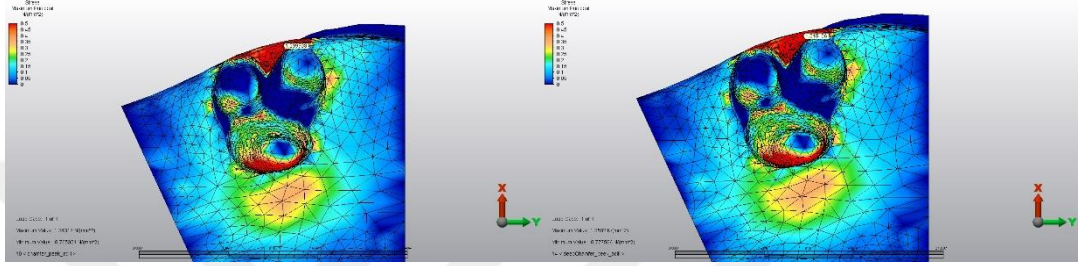
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikteki en yüksek minimum principle stres değeri (-2.15149MPa) grup 10,12, en düşük minimum principle stres değeri (-1.74334 MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.4. Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum, minimum principle stres bulguları (MPa)

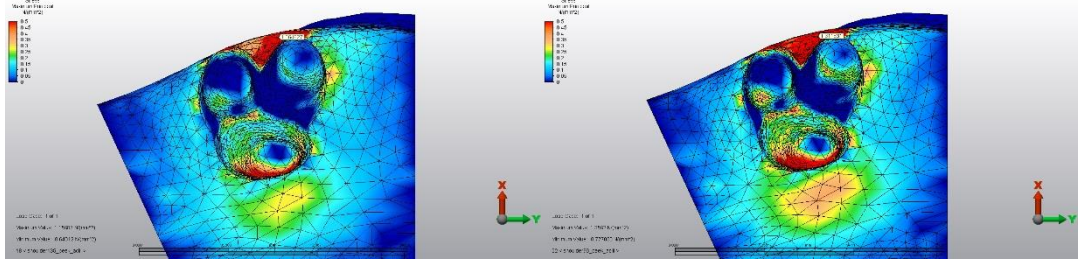
	Maximum Principle	Minimum Principle		Maximum Principle	Minimum Principle
GRUP 1	1.31786	-2.06992	GRUP 9	1.31773	-2.06962
GRUP 2	1.35926	-2.15459	GRUP 10	1.35922	-2.1545
GRUP 3	1.34317	-2.11691	GRUP 11	1.34287	-2.11625
GRUP 4	1.3582	-2.15151	GRUP 12	1.35819	-2.15149
GRUP 5	1.15687	-1.74577	GRUP 13	1.15572	-1.74334
GRUP 6	1.3562	-2.14919	GRUP 14	1.35619	-2.14916
GRUP 7	1.28802	-1.99808	GRUP 15	1.28765	-1.9973
GRUP 8	1.35466	-2.14408	GRUP 16	1.35465	-2.14407



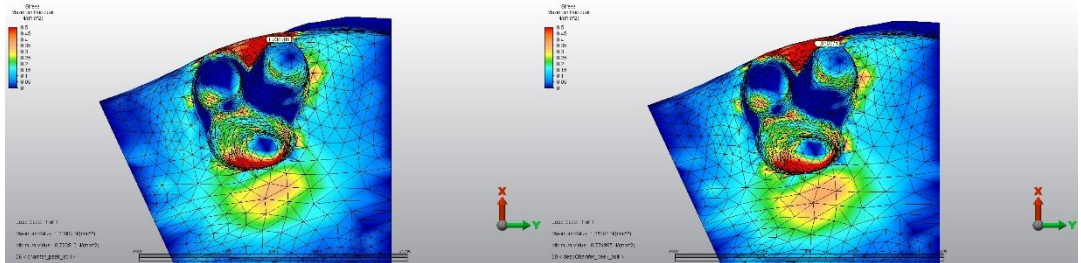
Şekil 4.55. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum principle stres bulguları



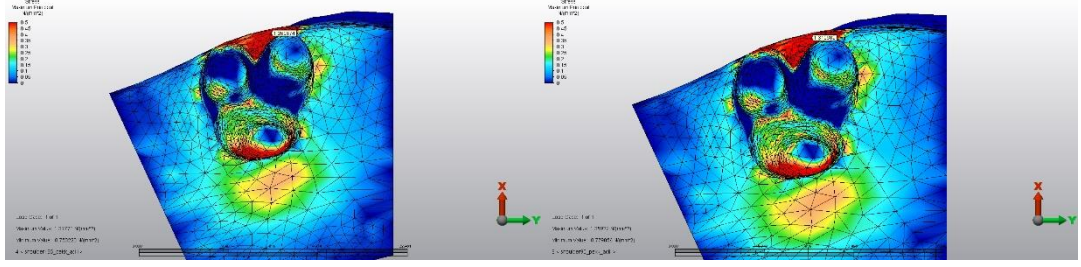
Şekil 4.56. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum principle stres bulguları



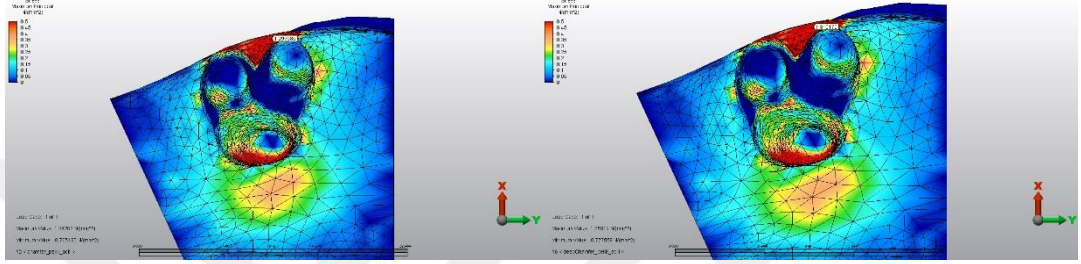
Şekil 4.57. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum principle stres bulguları



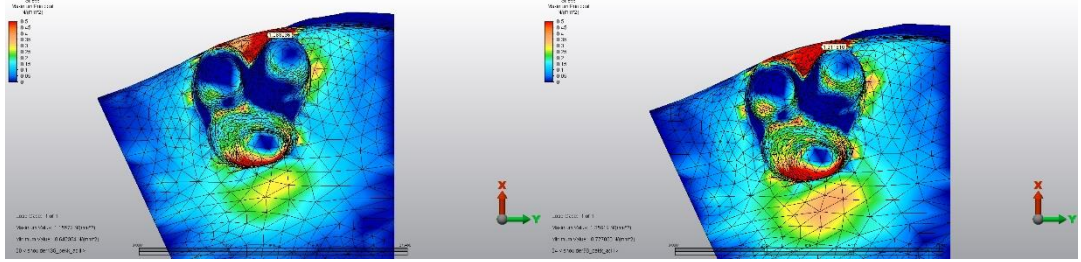
Şekil 4.58. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongios kemikte maksimum principle stres bulguları



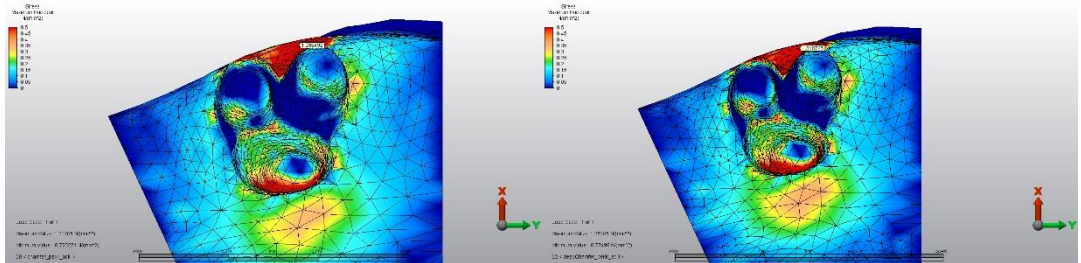
Şekil 4.59. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



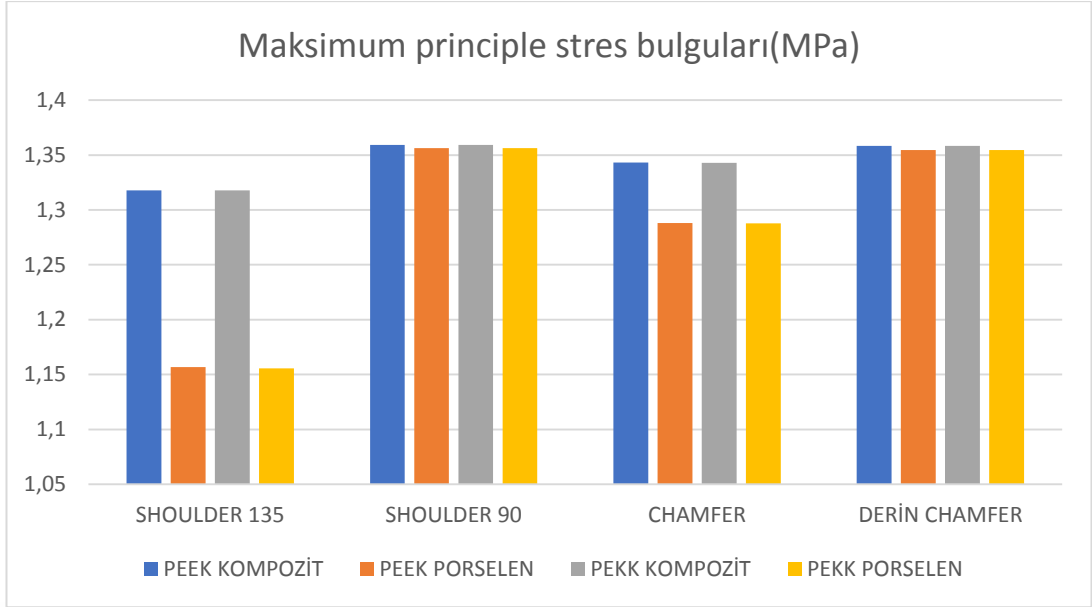
Şekil 4.60. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



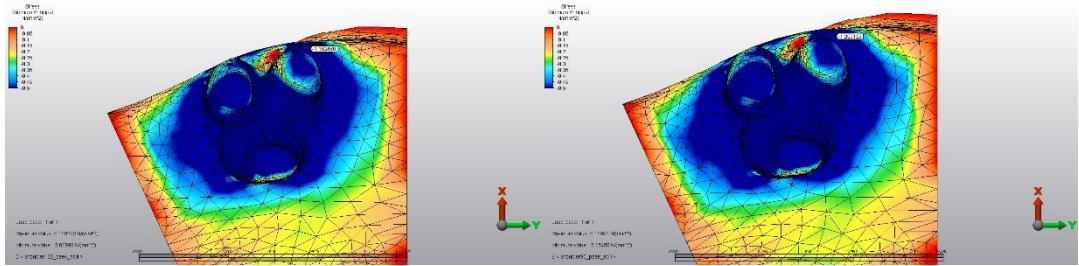
Şekil 4.61. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



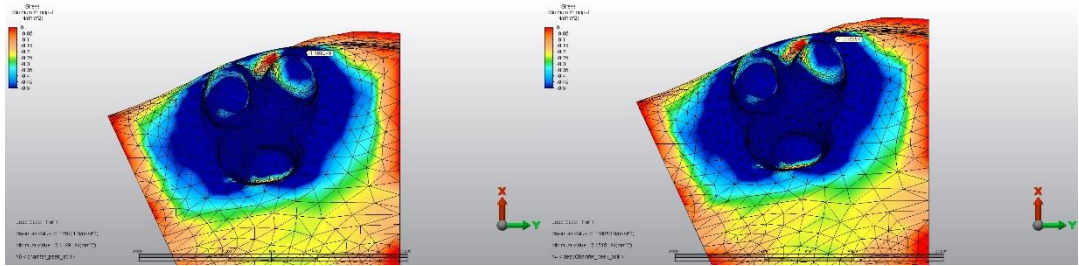
Şekil 4.62. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte maksimum principle stres bulguları



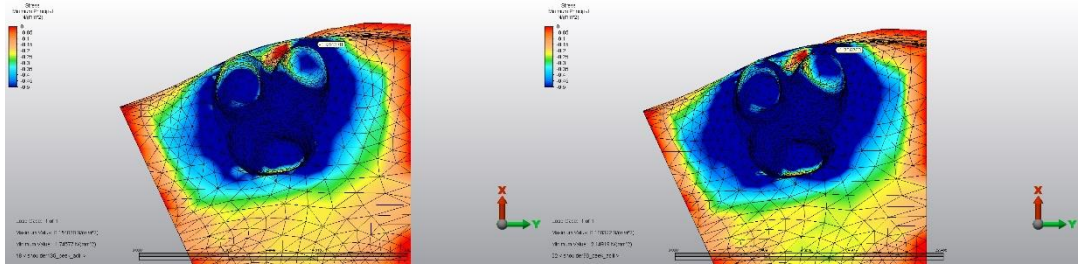
Şekil 4.63. Maksillar 1. Molar oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongiöz kemikte maksimum principle stres bulgularının karşılaştırılması



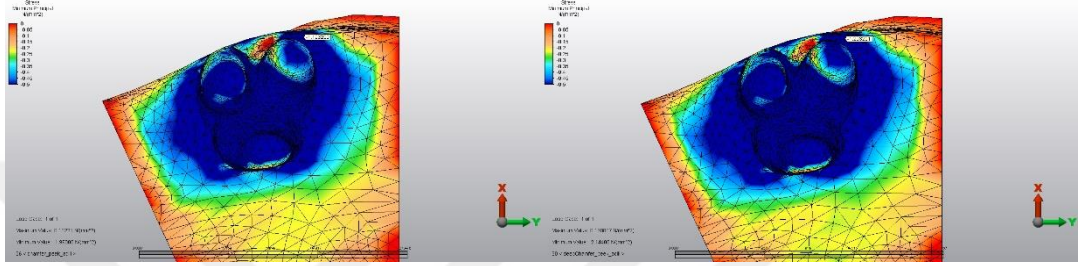
Şekil 4.64. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongiöz kemikte minimum principle stres bulguları



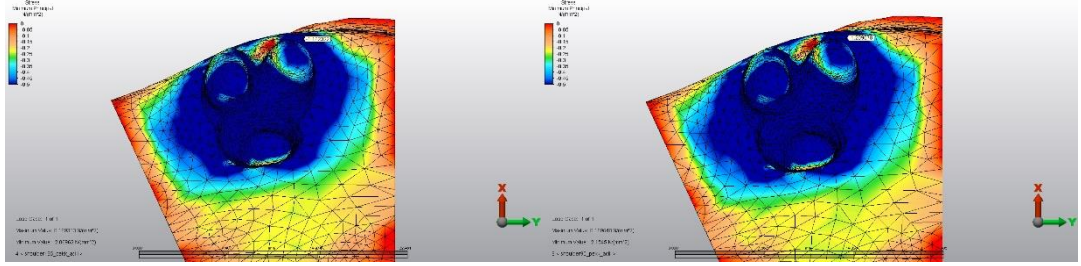
Şekil 4.65. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongiöz kemikte minimum principle stres bulguları



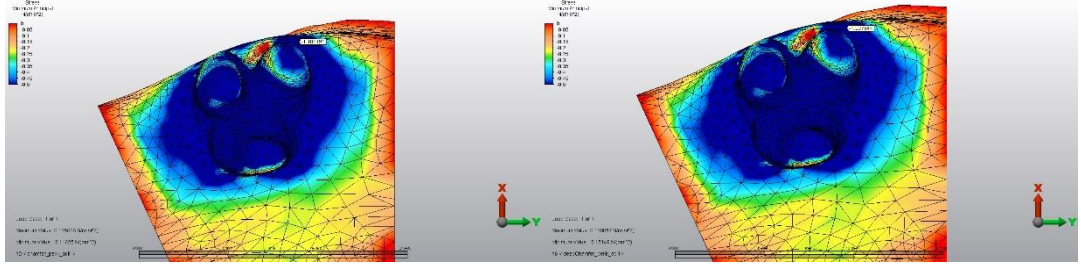
Şekil 4.66. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



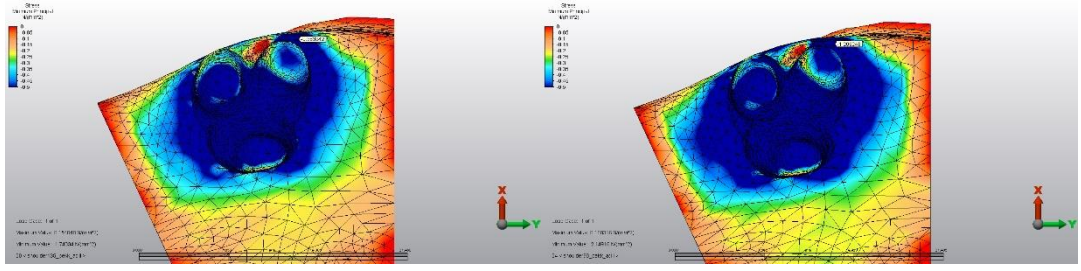
Şekil 4.67. Grup7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



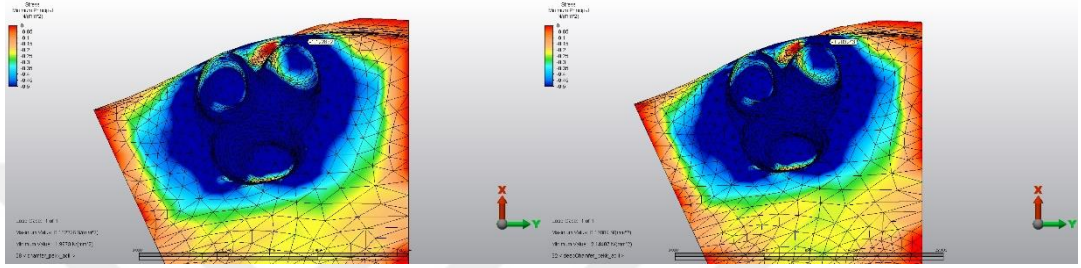
Şekil 4.68. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



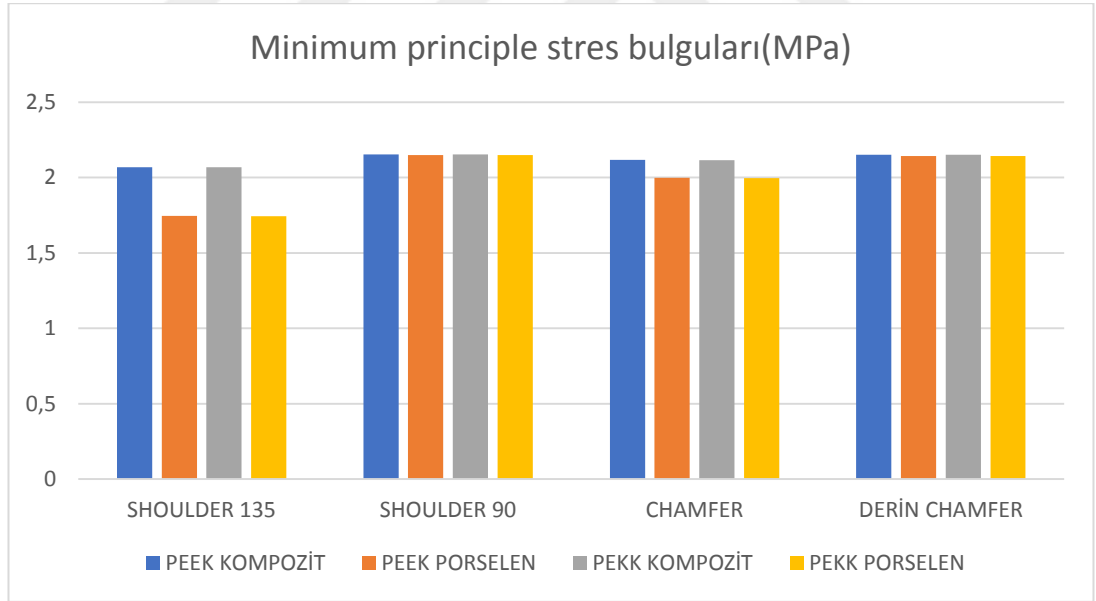
Şekil 4.69. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.70. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.71. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. Molar dişe oblik kuvvet uygulandığında spongioz kemikte minimum principle stres bulguları



Şekil 4.72. Maksillar 1.molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde spongioz kemikte minimum principle stres bulgularının karşılaştırılması

4.3. Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları

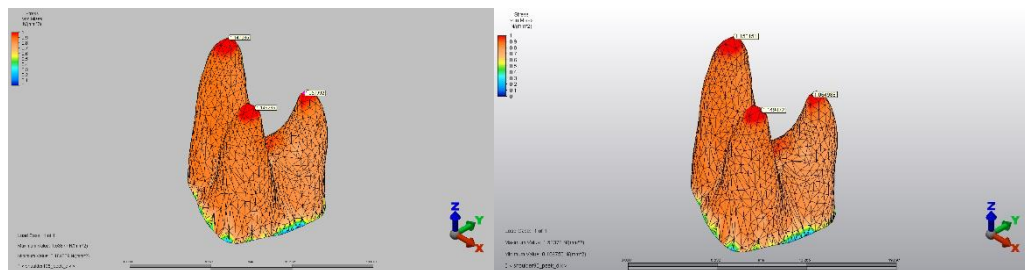
4.3.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal uygulandığında periodontal ligamentte en yüksek von mises stres değeri (1.150151 MPa) grup 2,3, en düşük von mises stres değeri (1.148451MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

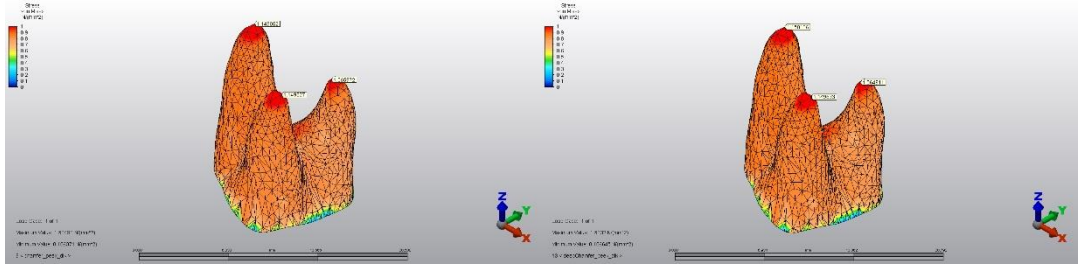
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte en yüksek von mises stres değeri (1.15148MPa) grup 10, en düşük von mises stres değeri (1.148462 MPa) grup 13 da belirlenmiştir.

Tablo 4.5. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri (MPa)

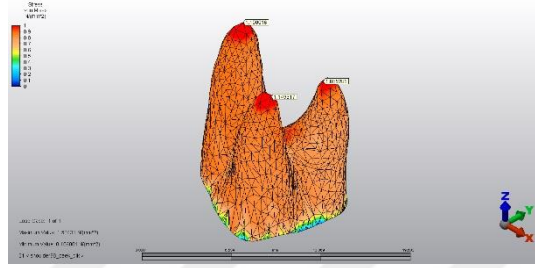
GRUP 1	1.149296	GRUP 9	1.149294
GRUP 2	1.150151	GRUP 10	1.15148
GRUP 3	1.150151	GRUP 11	1.149319
GRUP 4	1.150106	GRUP 12	1.149942
GRUP 5	1.148451	GRUP 13	1.148462
GRUP 6	1.150016	GRUP 14	1.150016
GRUP 7	1.149186	GRUP 15	1.149182
GRUP 8	1.149942	GRUP 16	1.149942



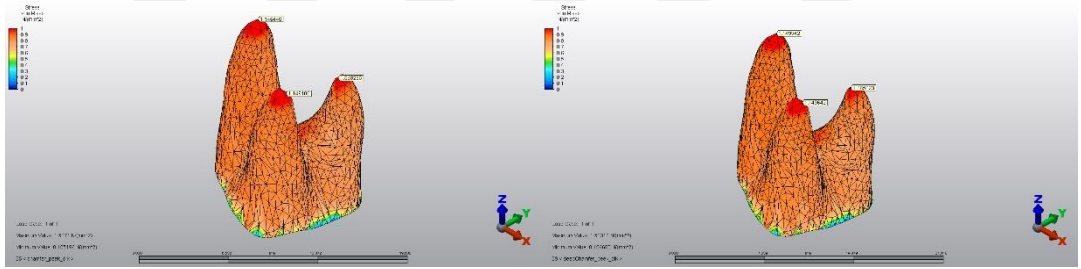
Şekil 4.73. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



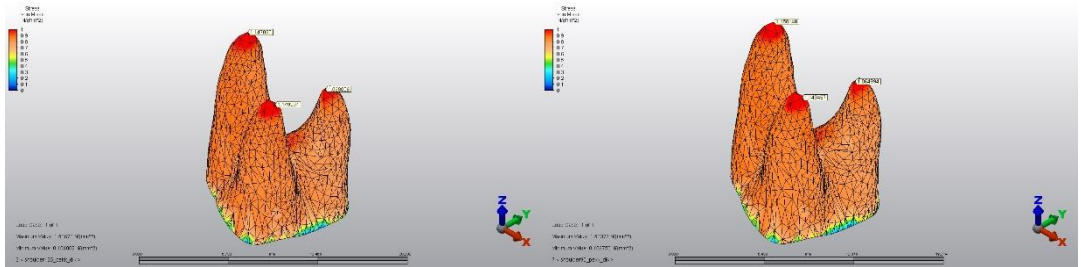
Şekil 4.74. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



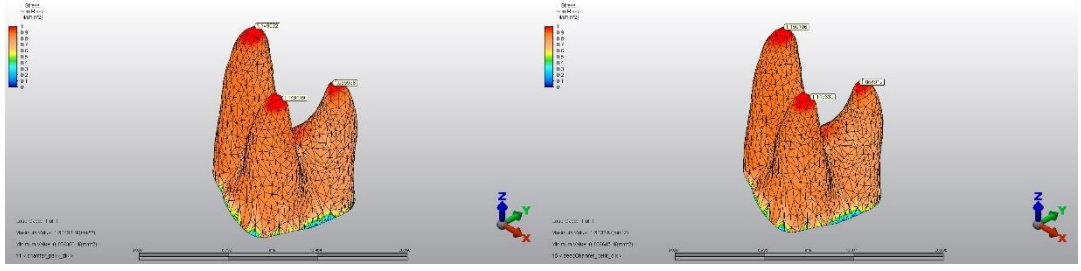
Şekil 4.75. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



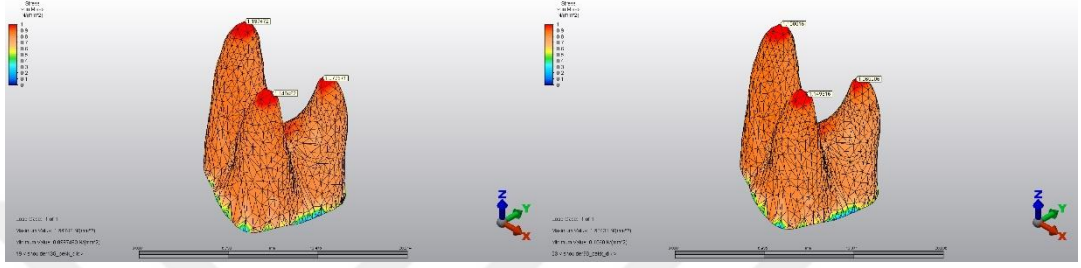
Şekil 4.76. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



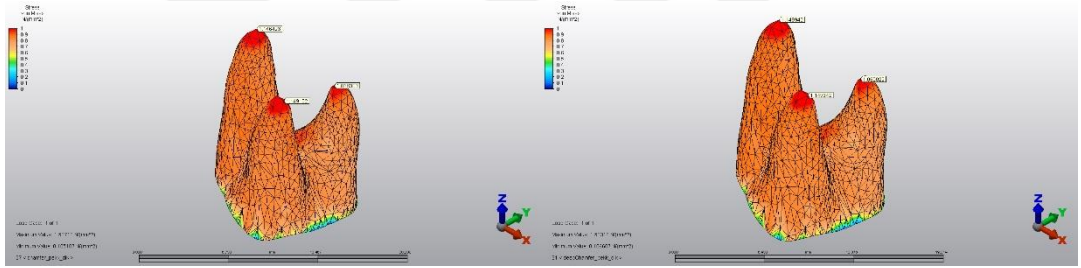
Şekil 4.77. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



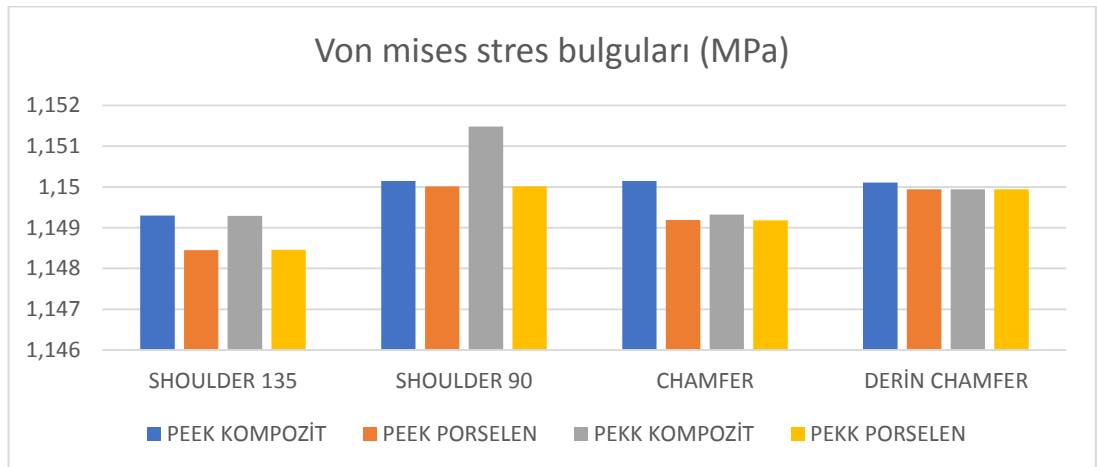
Şekil 4.78. Grup 11 (a) grup 12 (b)) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.79. Grup 13 (a) grup 14 (b)) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mses stres değerleri



Şekil 4.80. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.81. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

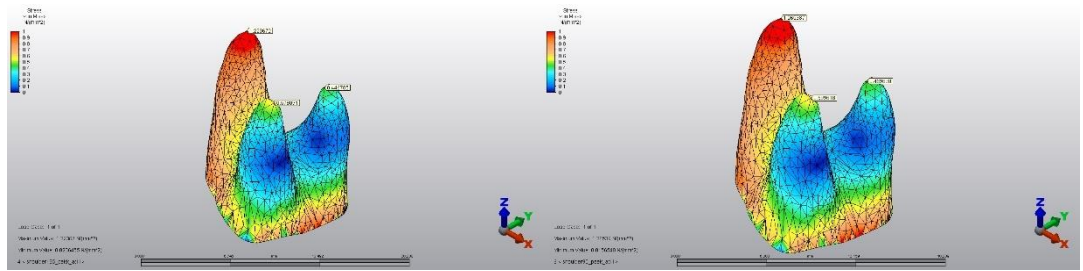
4.3.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Periodontal Ligamentteki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında periodontal ligamentte en yüksek von mises stres değeri (1.265387MPa) grup 2, en düşük von mises stres değeri (1.06948MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

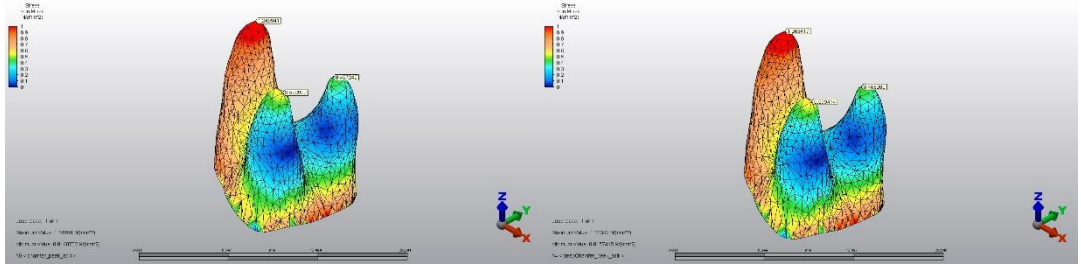
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte en yüksek von mises stres değeri (1.26536MPa) grup 10, en düşük von mises stres değeri (1.06833 MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.6. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri (MPa)

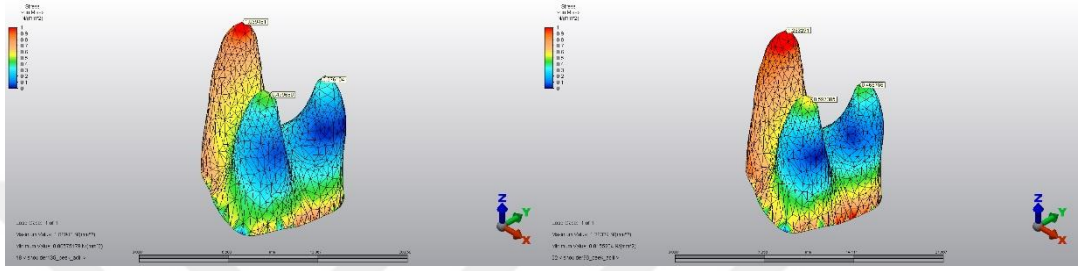
GRUP 1	1.223808	GRUP 9	1.223672
GRUP 2	1.265387	GRUP 10	1.265363
GRUP 3	1.245941	GRUP 11	1.245634
GRUP 4	1.263417	GRUP 12	1.263411
GRUP 5	1.069481	GRUP 13	1.068331
GRUP 6	1.263291	GRUP 14	1.263285
GRUP 7	1.186493	GRUP 15	1.186132
GRUP 8	1.259777	GRUP 16	1.259772



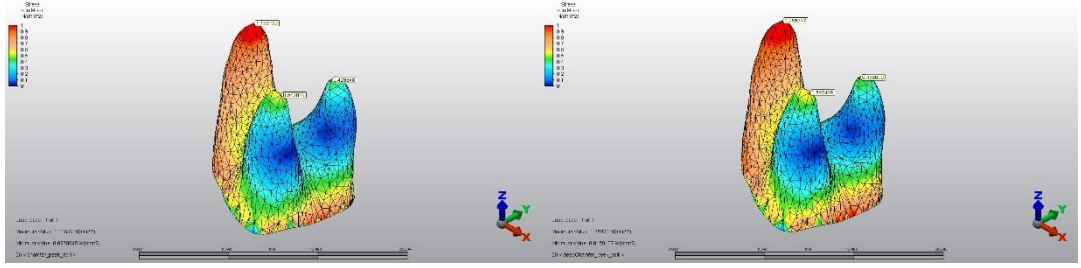
Şekil 4.82. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



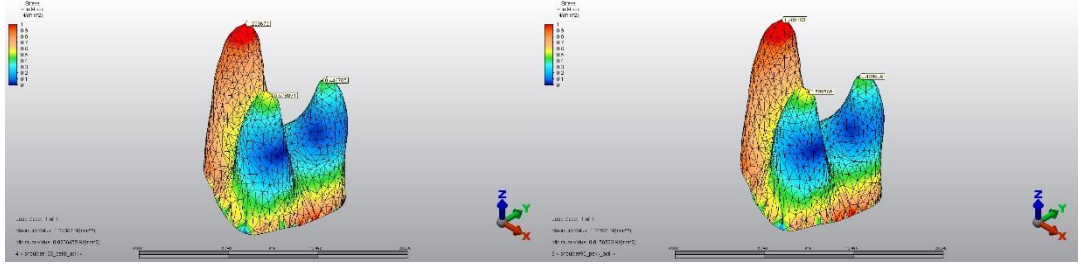
Şekil 4.83. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



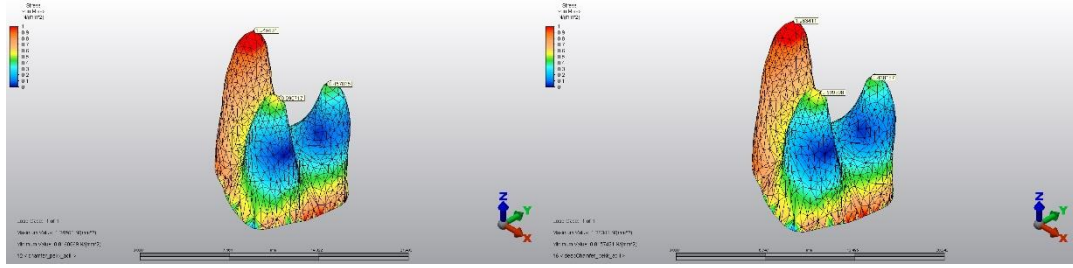
Şekil 4.84. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



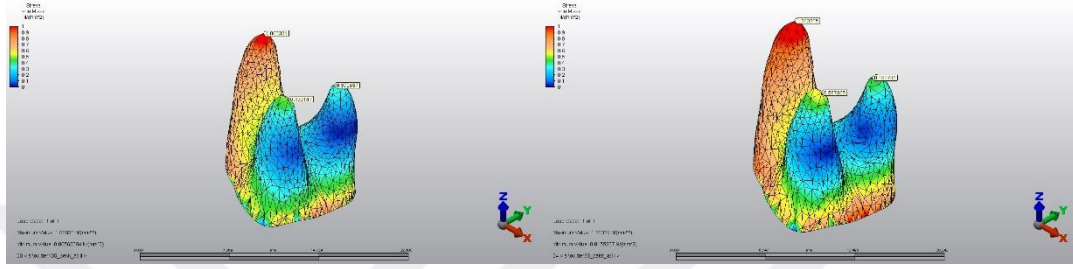
Şekil 4.85. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



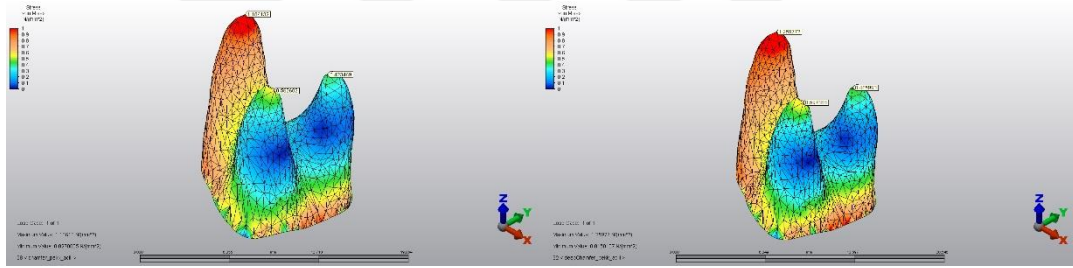
Şekil 4.86. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



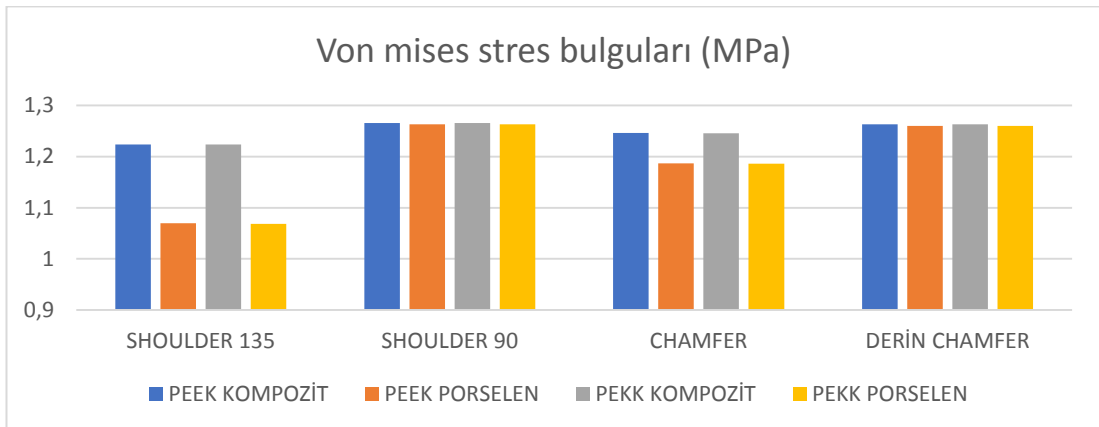
Şekil 4.87. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.88. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.89. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.90. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde periodontal ligamentte maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

4.4. Dentindeki Von Mises Stres Bulguları

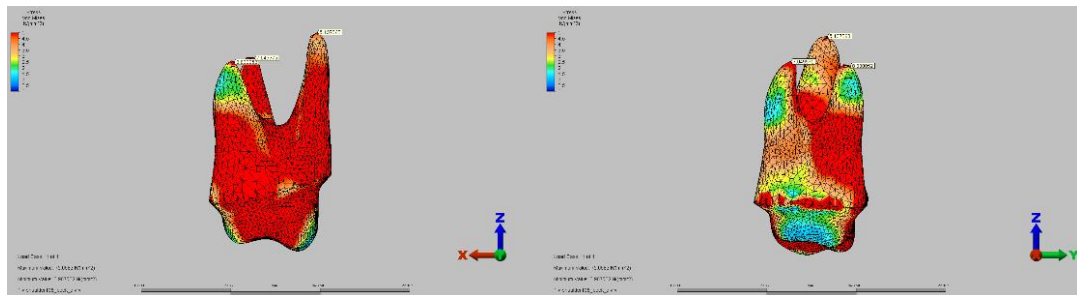
4.4.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Dentindeki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (9,936952 MPa) grup 3, en düşük von mises stres değeri (7,772226 MPa) grup 6 de belirlenmiştir.

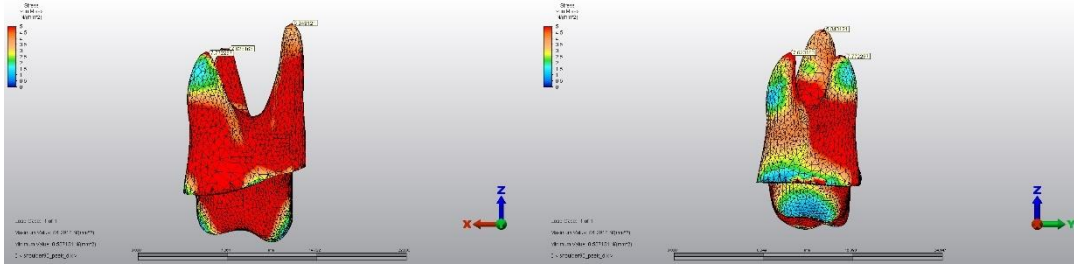
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (9,936951MPa) grup 11, en düşük von mises stres değeri (7,772198 MPa) grup 14 da belirlenmiştir.

Tablo 4.7. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri (MPa)

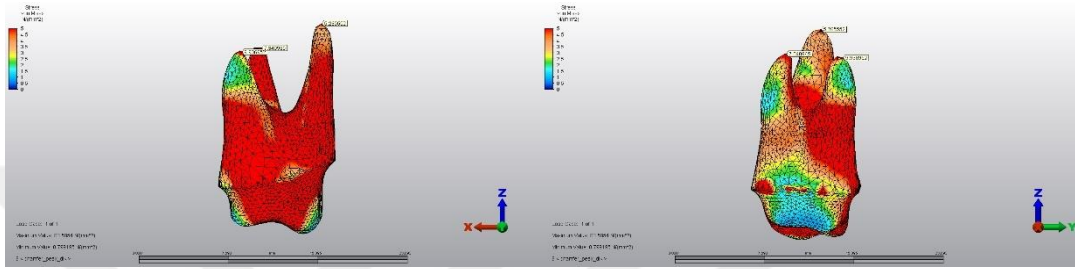
GRUP 1	8.830052	GRUP 9	8.830044
GRUP 2	7.772297	GRUP 10	7.772270
GRUP 3	9.936952	GRUP 11	9.936951
GRUP 4	8.782415	GRUP 12	8.782393
GRUP 5	8.834353	GRUP 13	8.834352
GRUP 6	7.772226	GRUP 14	7.772198
GRUP 7	9.935897	GRUP 15	9.935895
GRUP 8	8.781979	GRUP 16	8.781960



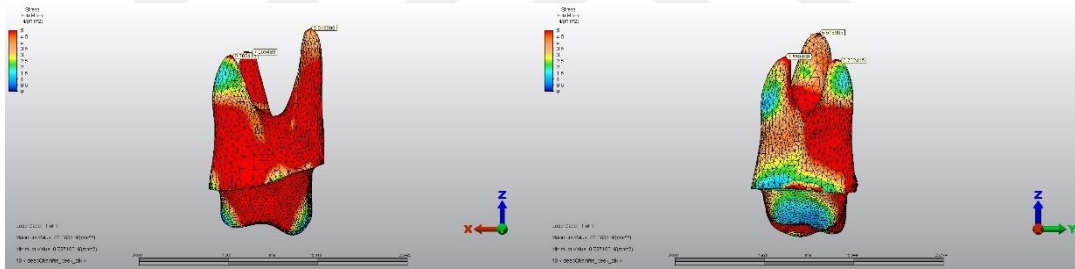
Şekil 4.91. Grup 1 (a,b) Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



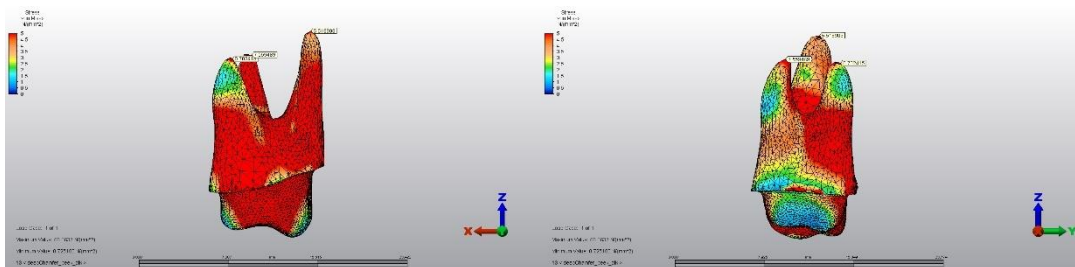
Şekil 4.92. Grup 2 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



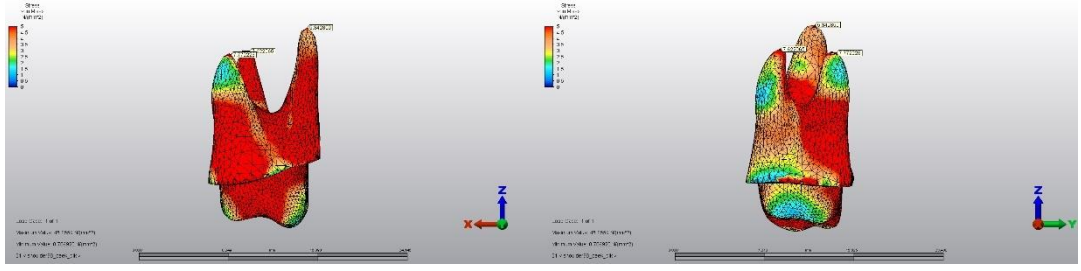
Şekil 4.93. Grup 3 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



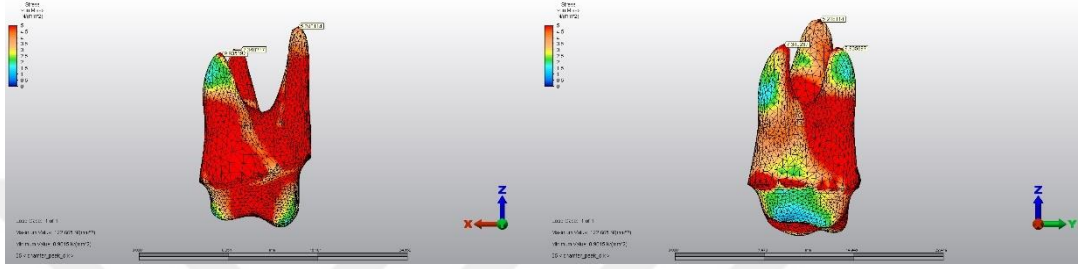
Şekil 4.94. Grup 4 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



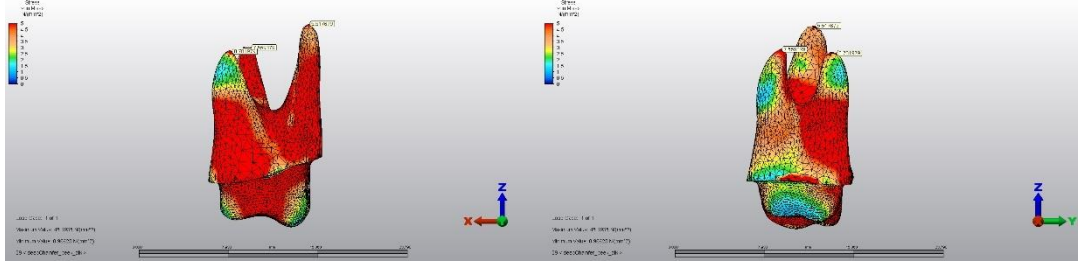
Şekil 4.95. Grup 5 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



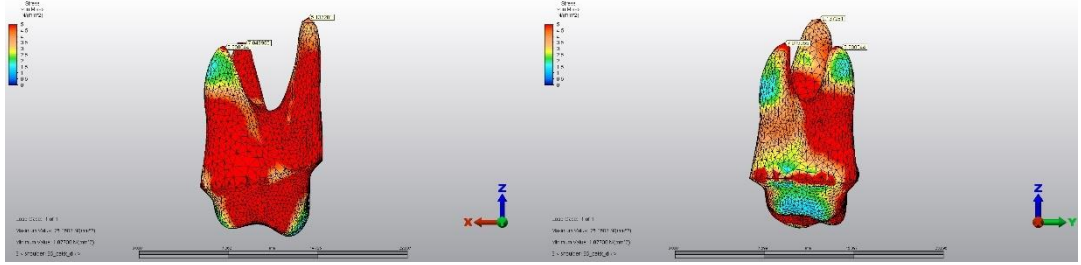
Şekil 4.96. Grup 6 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



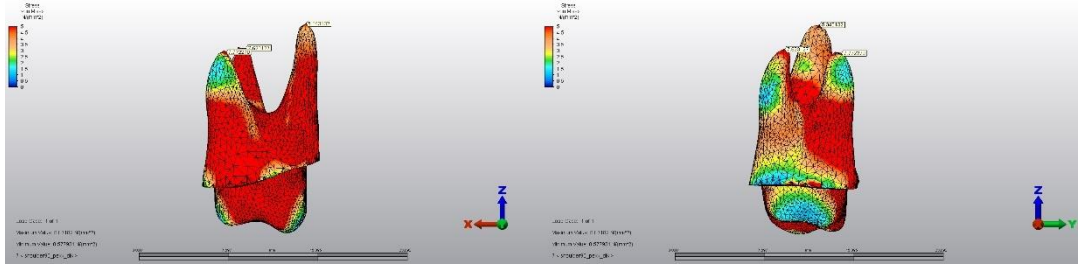
Şekil 4.97. Grup 7 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



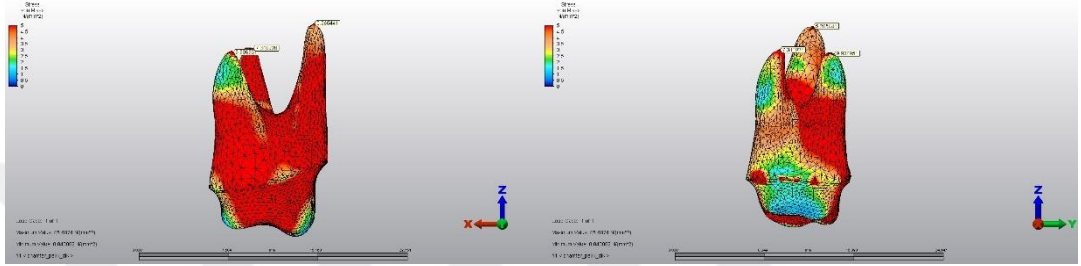
Şekil 4.98. Grup 8 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



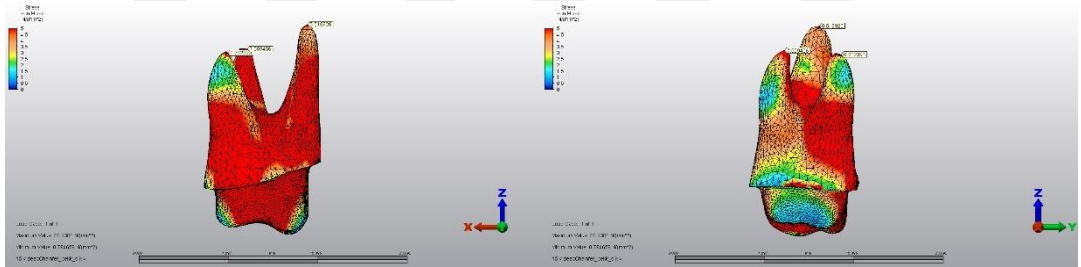
Şekil 4.99. Grup 9 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



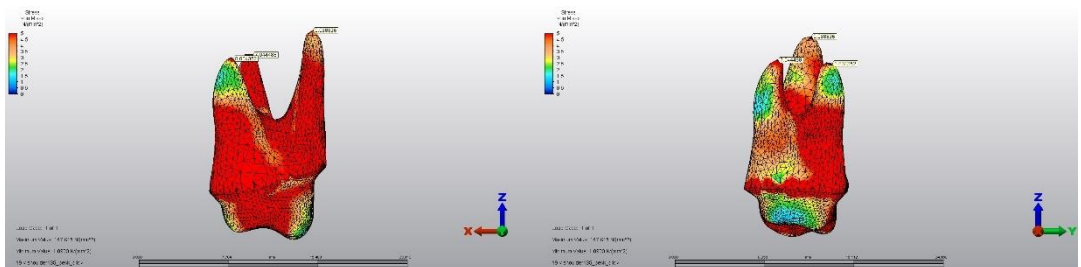
Şekil 4.100. Grup 10 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



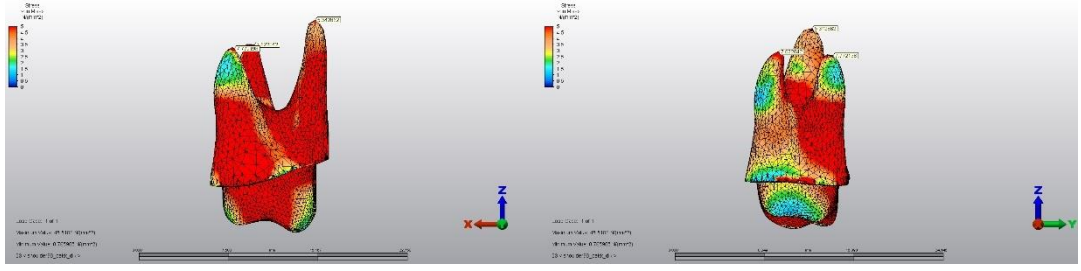
Şekil 4.101. Grup 11 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



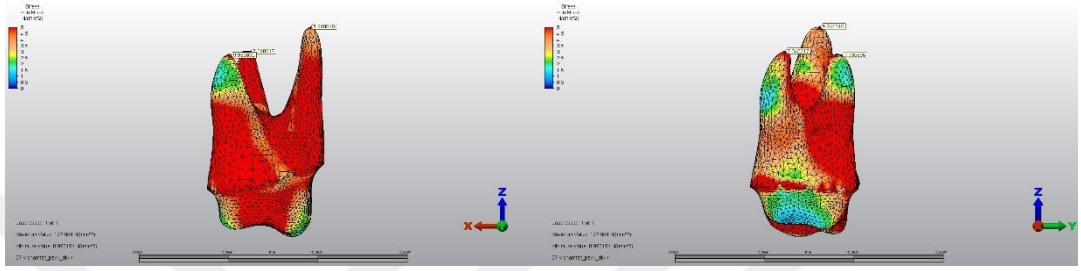
Şekil 4.102. Grup 12 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



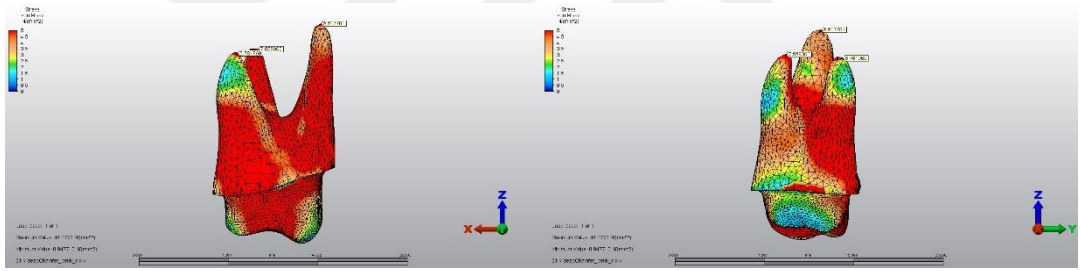
Şekil 4.103. Grup 13 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



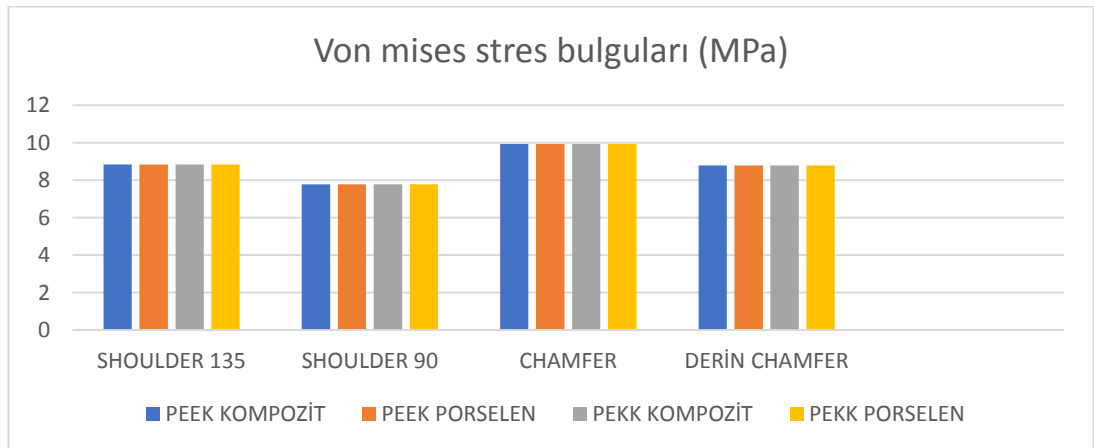
Şekil 4.104. Grup 14 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.105. Grup 15 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.106. Grup 16 (a,b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.107. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde dentinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

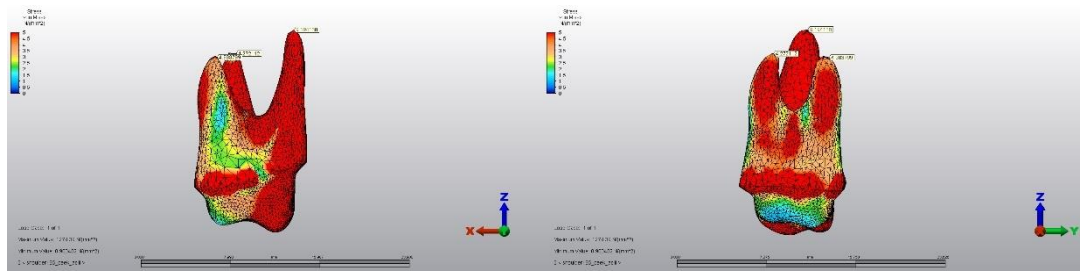
4.4.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Dentindeki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (10,850577 MPa) grup 4, en düşük von mises stres değeri (7,694079MPa) grup 5 de belirlenmiştir.

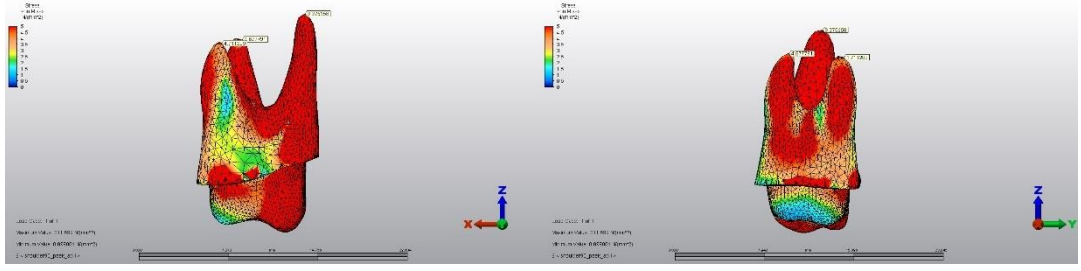
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (10,850546 MPa) grup 12, en düşük von mises stres değeri (6,618651 MPa) grup 15 da belirlenmiştir.

Tablo 4.8. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri (MPa)

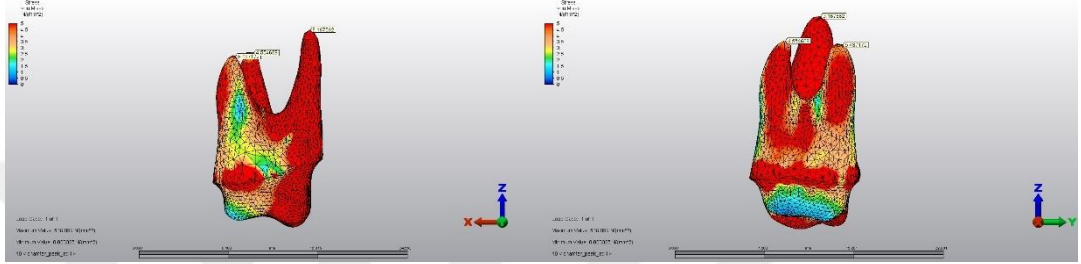
GRUP 1	9.194138	GRUP 9	9.192844
GRUP 2	9.375658	GRUP 10	9.375476
GRUP 3	9.167862	GRUP 11	9.165078
GRUP 4	10.850577	GRUP 12	10.850546
GRUP 5	7.694079	GRUP 13	7.682858
GRUP 6	9.356155	GRUP 14	9.356119
GRUP 7	8.621956	GRUP 15	6.618651
GRUP 8	10.811460	GRUP 16	10.811416



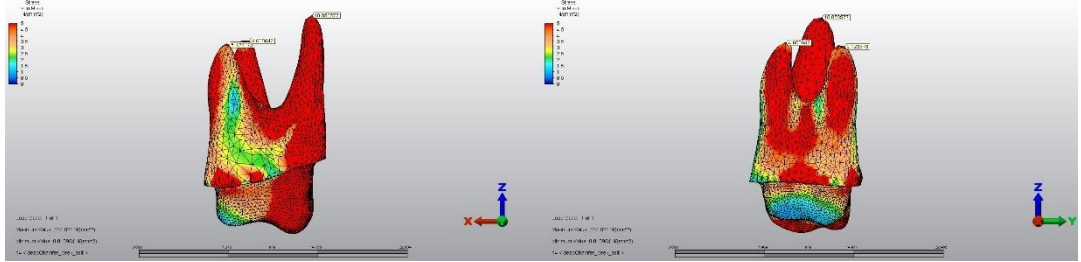
Şekil 4.108. Grup 1 (a,b) Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



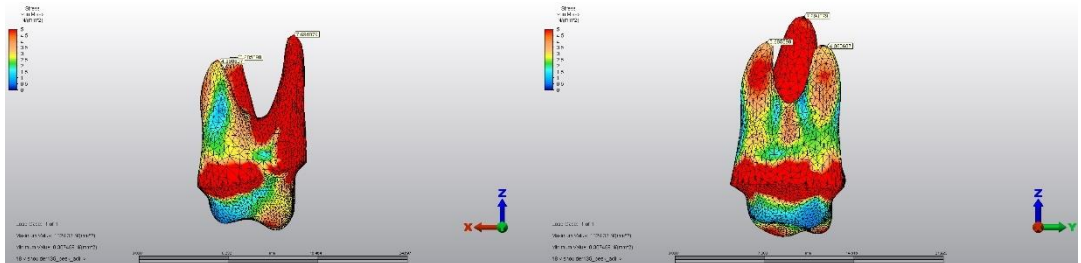
Şekil 4.109. Grup 2 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



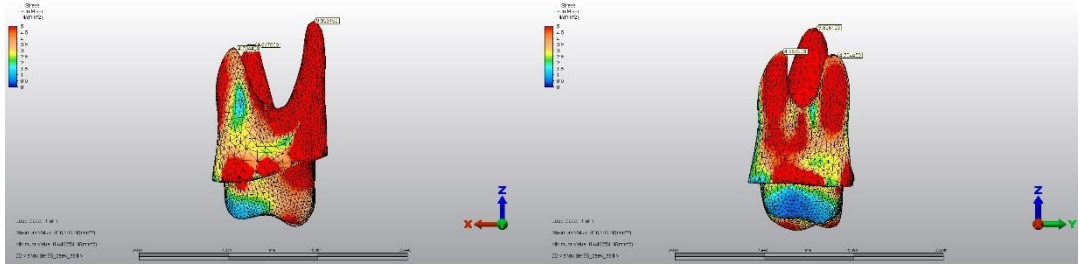
Şekil 4.110. Grup 3 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



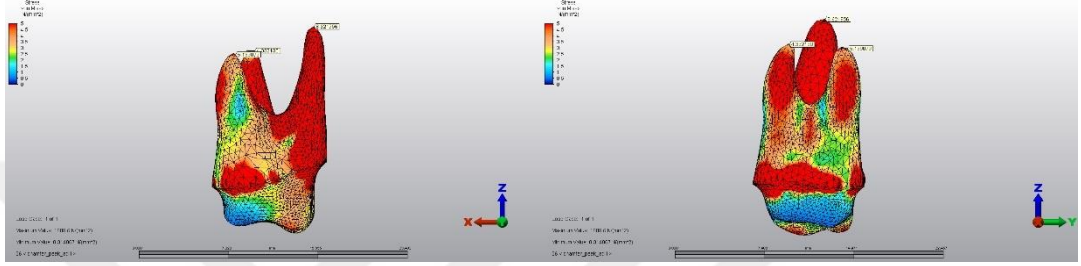
Şekil 4.111. Grup 4 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



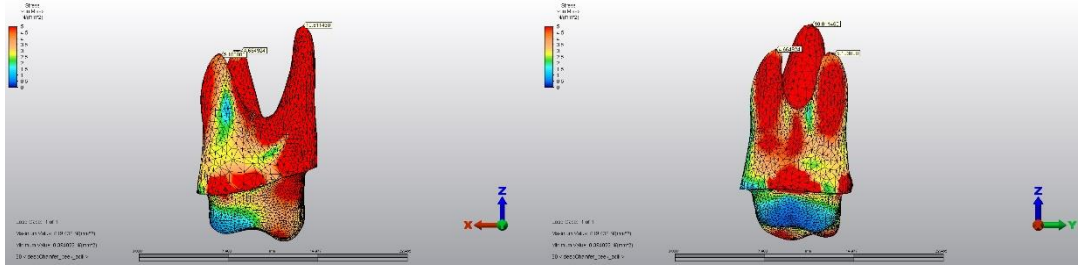
Şekil 4.112. Grup 5 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



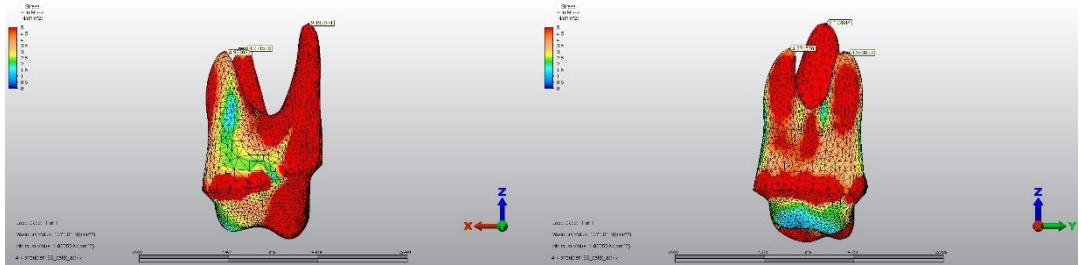
Şekil 4.113. Grup 6 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



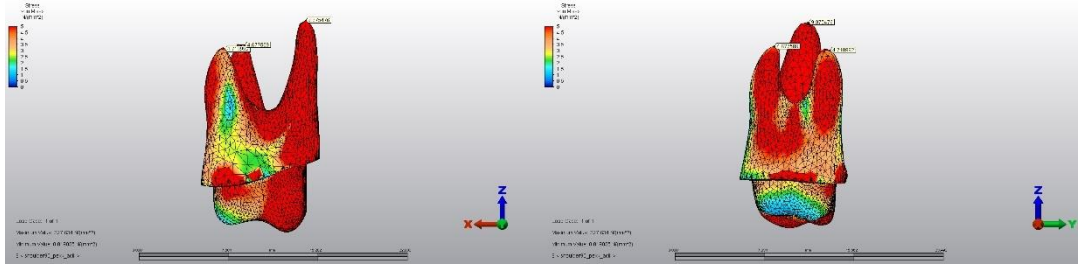
Şekil 4.114. Grup 7 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



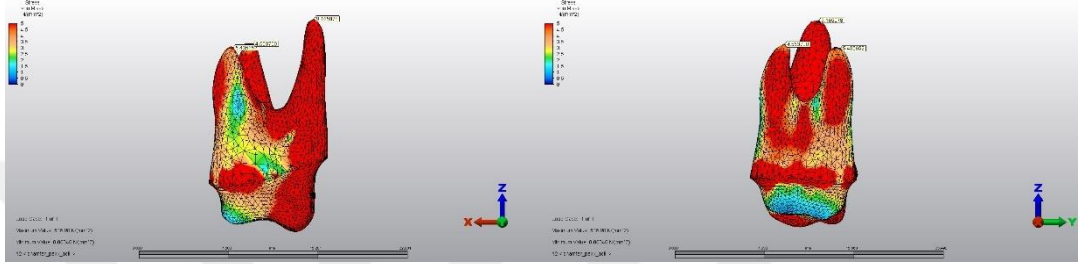
Şekil 4.115. Grup 8 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



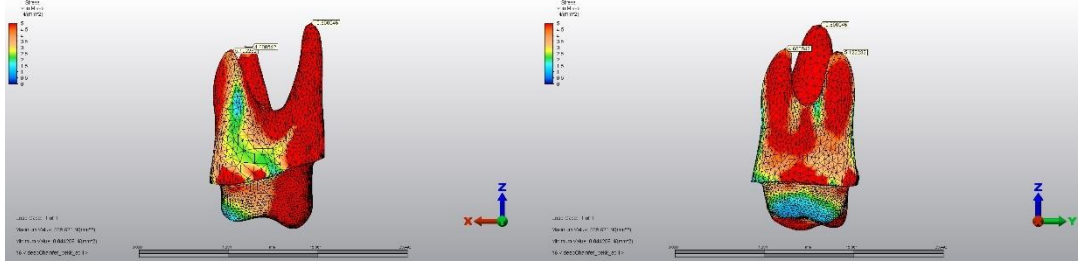
Şekil 4.116. Grup 9 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



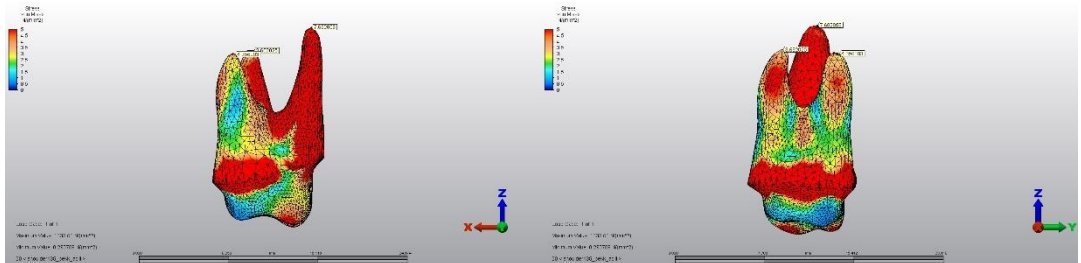
Şekil 4.117. Grup 10 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



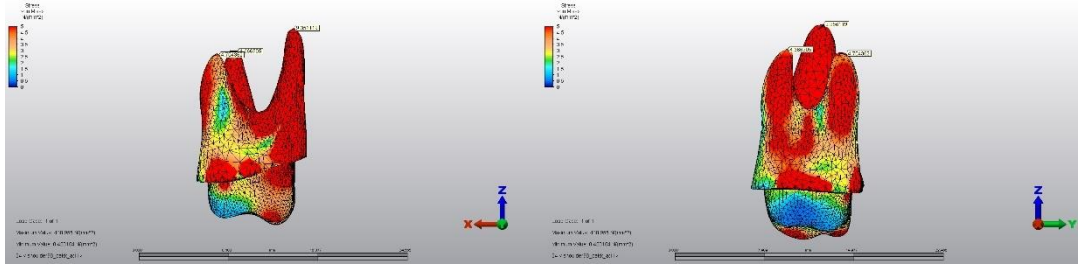
Şekil 4.118. Grup 11 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



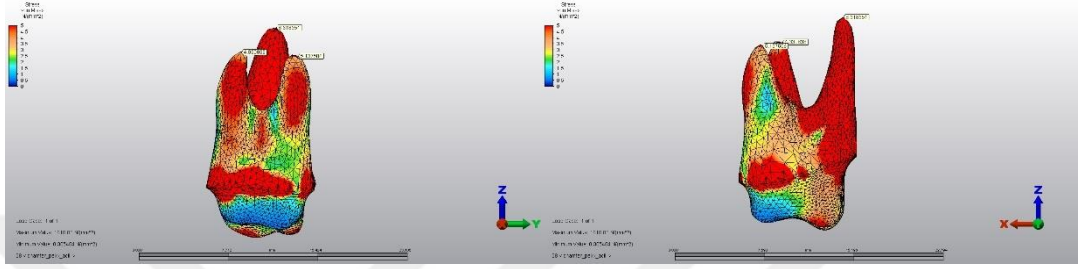
Şekil 4.119. Grup 12 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



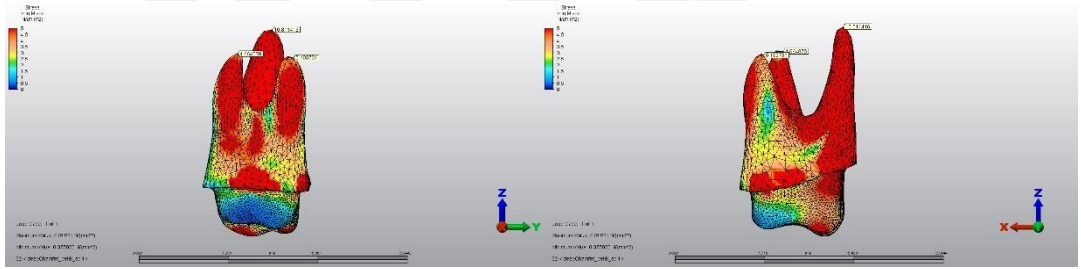
Şekil 4.120. Grup 13 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



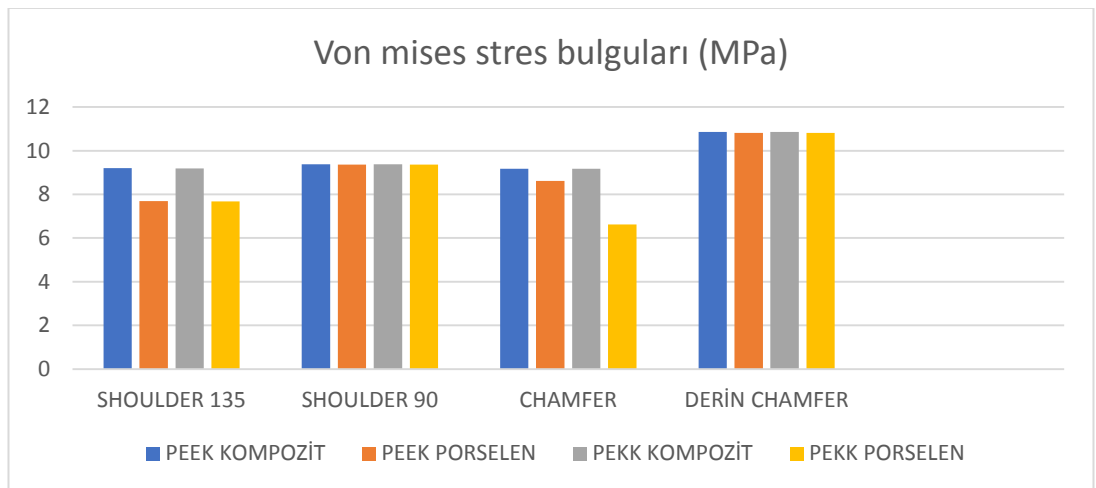
Şekil 4.121. Grup 14 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.122. Grup 15 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.123. Grup 16 (a,b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında dentinde oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.124. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde dentinde maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

4.5. Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları

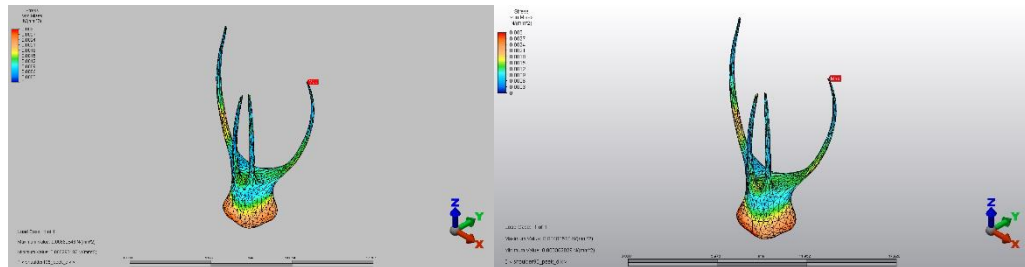
4.5.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal uygulandığında pulpadaki en yüksek von mises stres değeri (0.00866556MPa) grup 5, en düşük von mises stres değeri (0.00488518 MPa) grup 2 de belirlenmiştir.

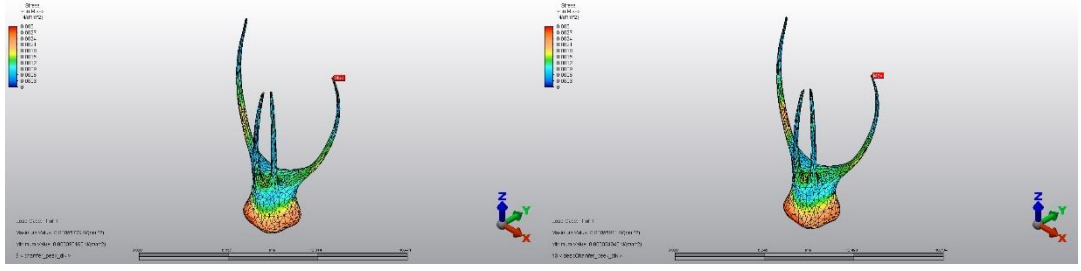
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında pulpadaki en yüksek von mises stres değeri (0.00866597 MPa) grup 13, en düşük von mises stres değeri (0.00488519 MPa) grup 10 da belirlenmiştir.

Tablo 4.9. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri

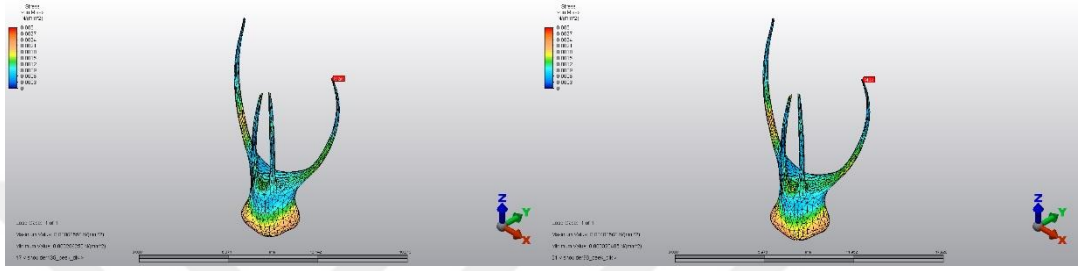
	Maksimum		Maksimum
GRUP 1	0.00860846	GRUP 9	0.00860654
GRUP 2	0.00488518	GRUP 10	0.00488519
GRUP 3	0.00855779	GRUP 11	0.00855793
GRUP 4	0.00855911	GRUP 12	0.00855913
GRUP 5	0.00866556	GRUP 13	0.00866597
GRUP 6	0.00488568	GRUP 14	0.00488567
GRUP 7	0.00857319	GRUP 15	0.0085733
GRUP 8	0.0085601	GRUP 16	0.0085601



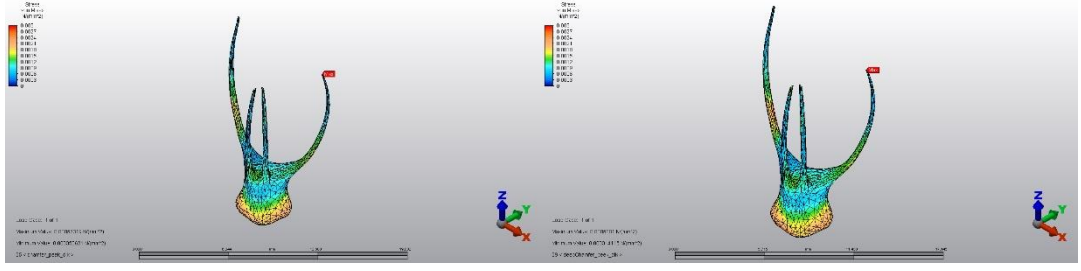
Şekil 4.125. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



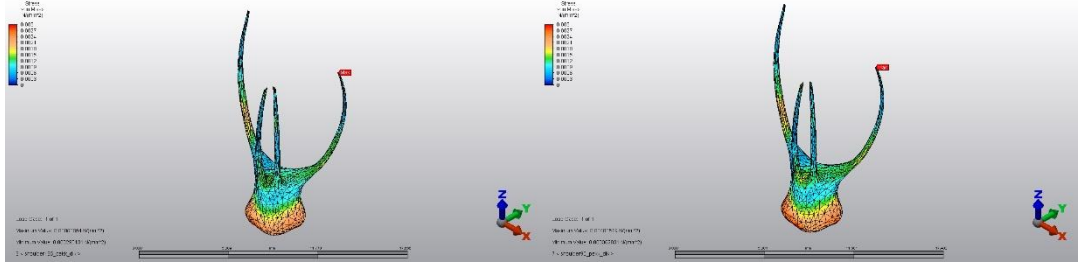
Şekil 4.126. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



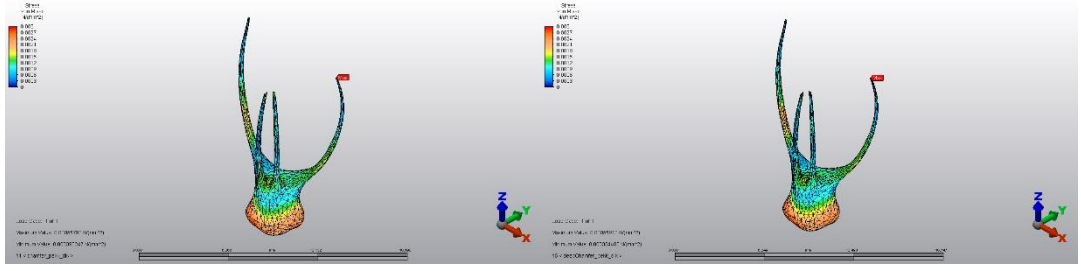
Şekil 4.127. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



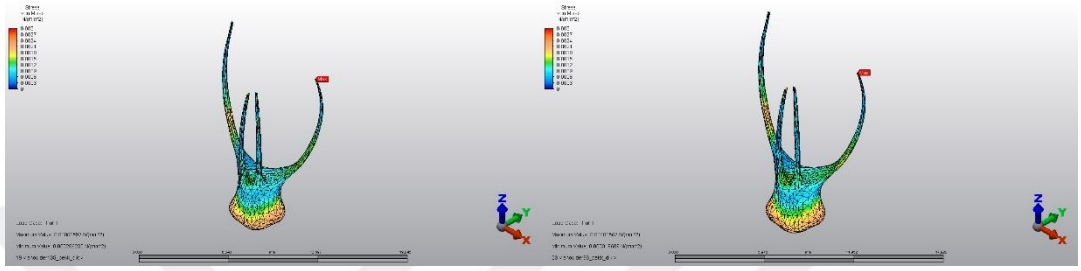
Şekil 4.128. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



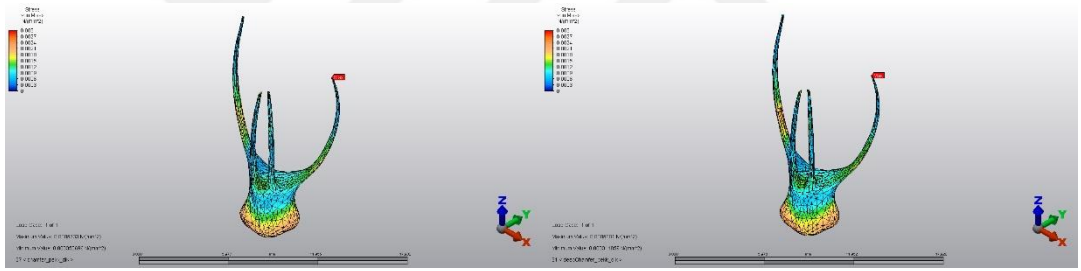
Şekil 4.129. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



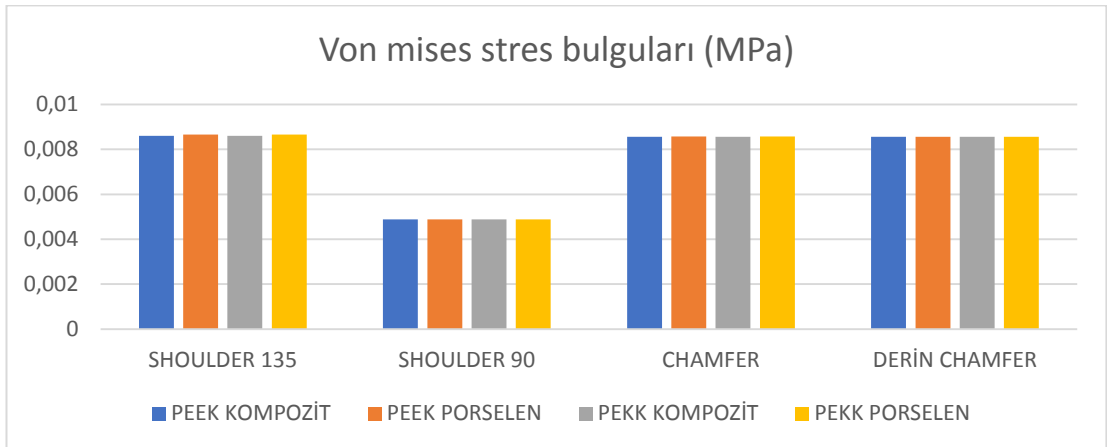
Şekil 4.130. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.131. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.132. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.133. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde pulpada maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

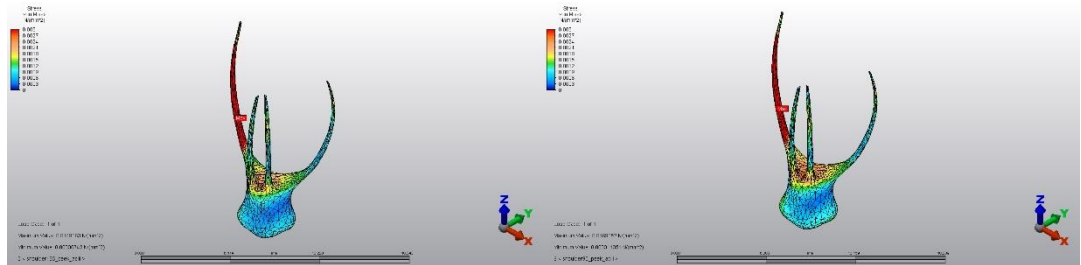
4.5.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Pulpadaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında pulpadaki en yüksek von mises stres değeri (0.0119484 MPa) grup 5, en düşük von mises stres değeri (0.0170347MPa) grup 4 de belirlenmiştir.

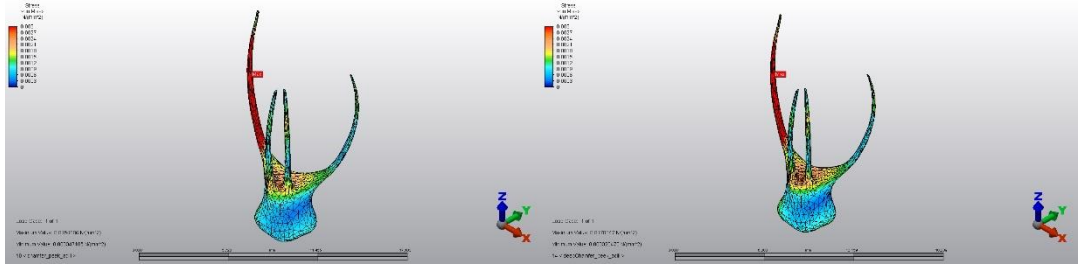
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında pulpadaki en yüksek von mises stres değeri (0.0170349 MPa) grup 12, en düşük von mises stres değeri (0.0119221MPa) grup 13 de belirlenmiştir.

Tablo 4.10. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri (MPa)

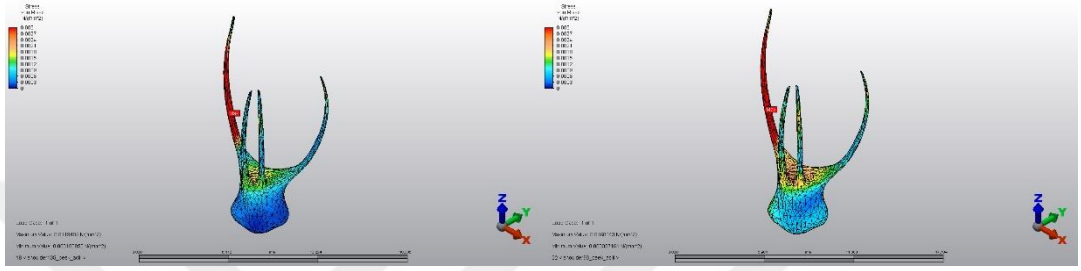
	MAKSİMUM		MAKSİMUM
GRUP 1	0.0149363	GRUP 9	0.0149305
GRUP 2	0.0169352	GRUP 10	0.0169298
GRUP 3	0.0154606	GRUP 11	0.0154552
GRUP 4	0.0170347	GRUP 12	0.0170349
GRUP 5	0.0119484	GRUP 13	0.0119221
GRUP 6	0.0168343	GRUP 14	0.012021
GRUP 7	0.014355	GRUP 15	0.0143481
GRUP 8	0.0169623	GRUP 16	0.0169624



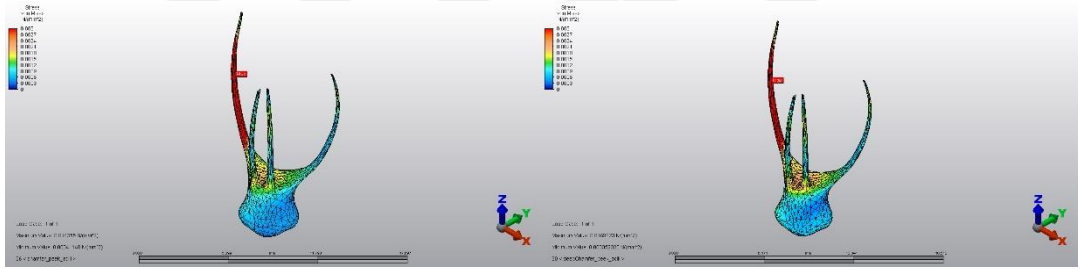
Şekil 4.134. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



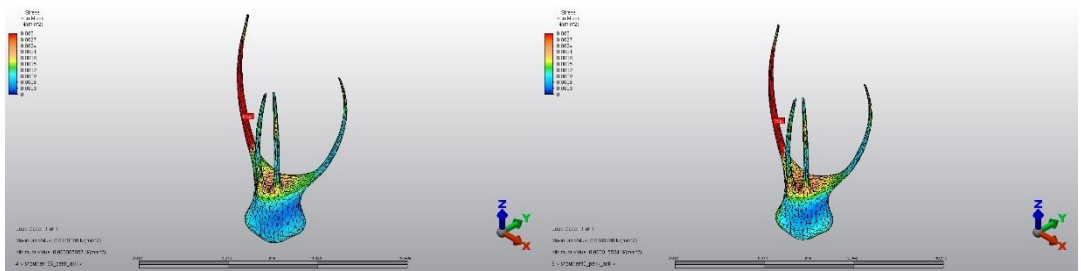
Şekil 4.135. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



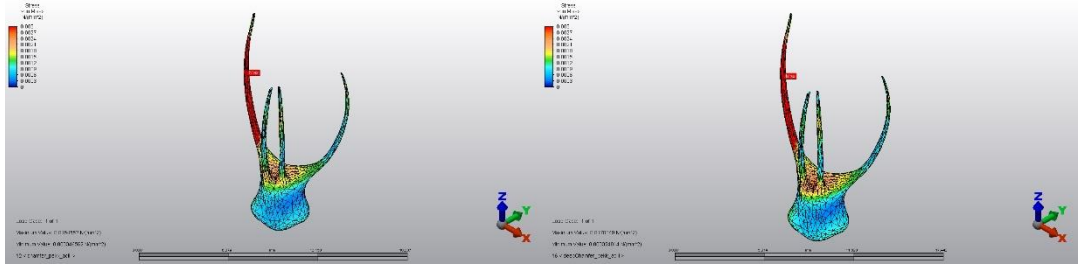
Şekil 4.136. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



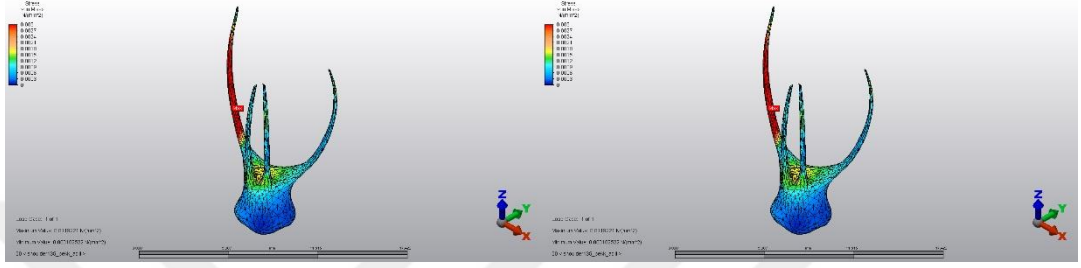
Şekil 4.137. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



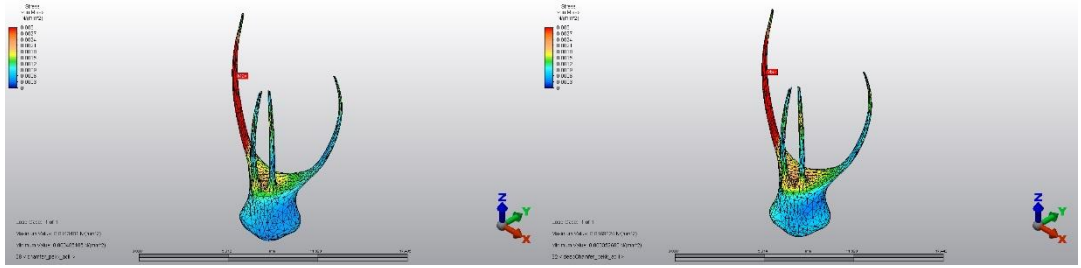
Şekil 4.138. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



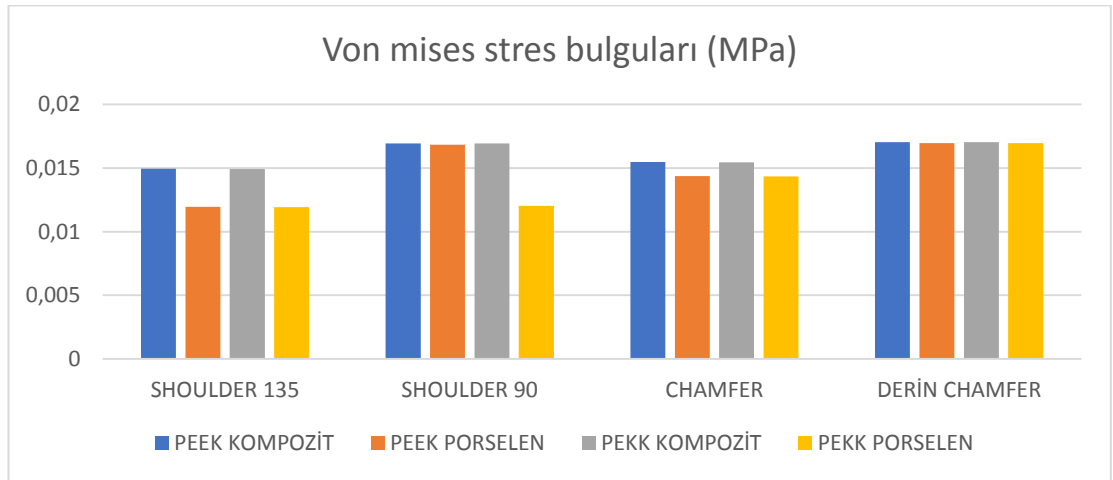
Şekil 4.139. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.140. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.141. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında pulpada oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.142. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde pulpada maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

4.6. Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

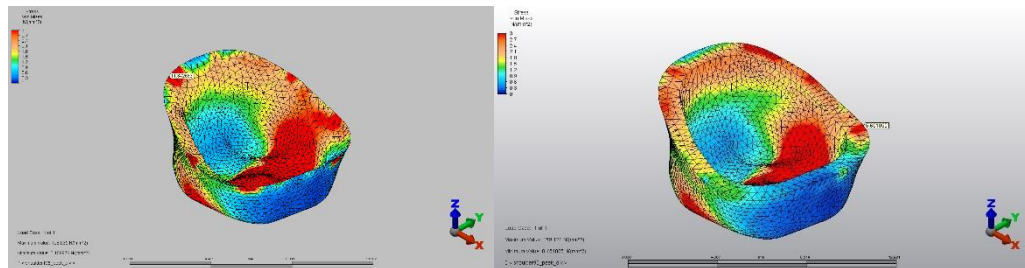
4.6.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında vertikal uygulandığında alt yapıdaki en yüksek von mises stres değeri (23,927102MPa) grup 3, en düşük von mises stres değeri (3,453794 MPa) grup 4 de belirlenmiştir.

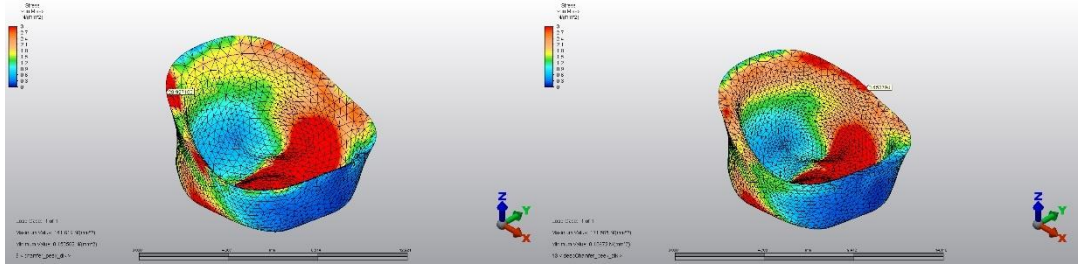
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında vertikal kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (23,747743 MPa) grup 11, en düşük von mises stres değeri (3,356882 MPa) grup 12 de belirlenmiştir.

Tablo 4.11. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa)

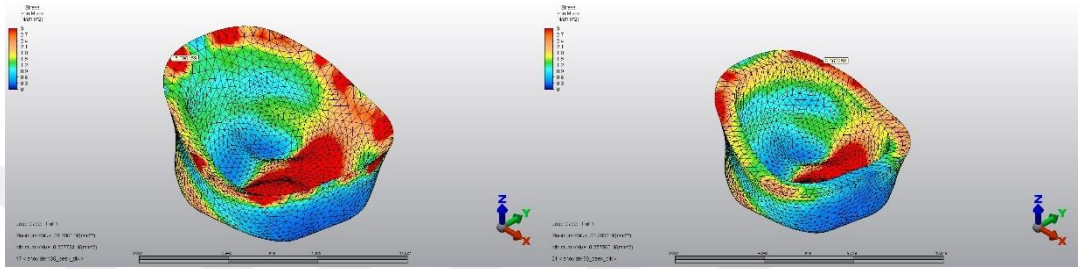
GRUP 1	11.842663	GRUP 9	14.573531
GRUP 2	5.601155	GRUP 10	6.635063
GRUP 3	23.927102	GRUP 11	23.747743
GRUP 4	3.453794	GRUP 12	3.356882
GRUP 5	15.098159	GRUP 13	18.586035
GRUP 6	6.062258	GRUP 14	5.986193
GRUP 7	15.126229	GRUP 15	17.524283
GRUP 8	4.246664	GRUP 16	4.245529



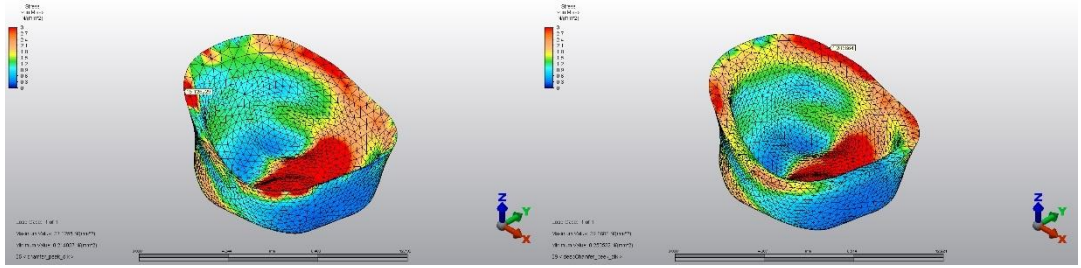
Şekil 4.143. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



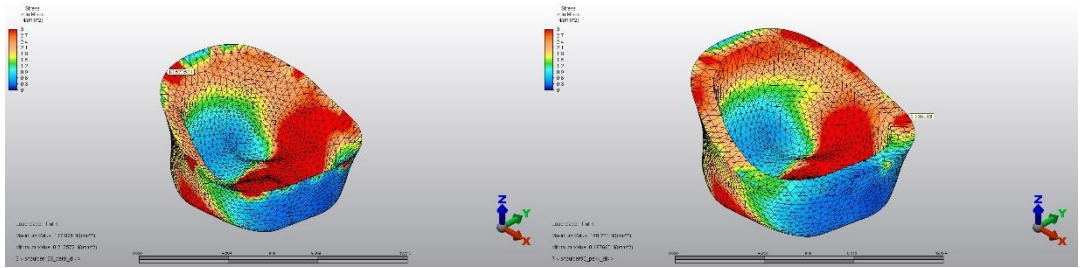
Şekil 4.144. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



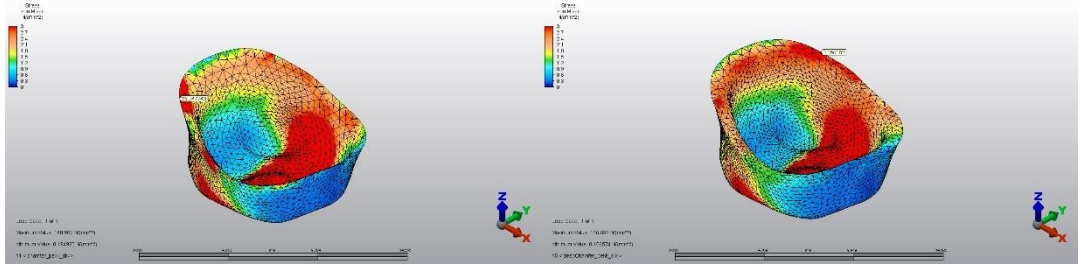
Şekil 4.145. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



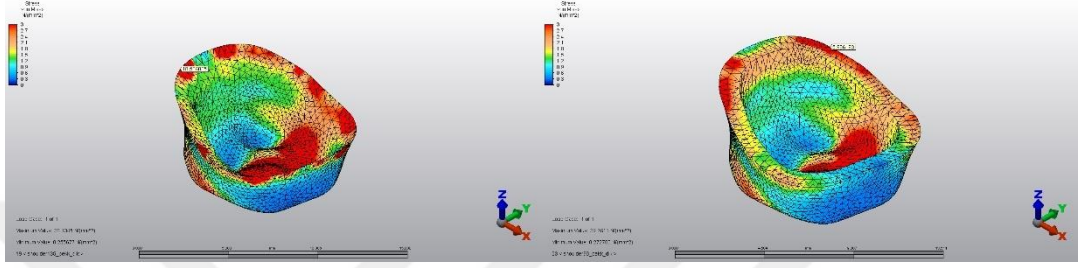
Şekil 4.146. Grup 7 (a) grup 8 (b) vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



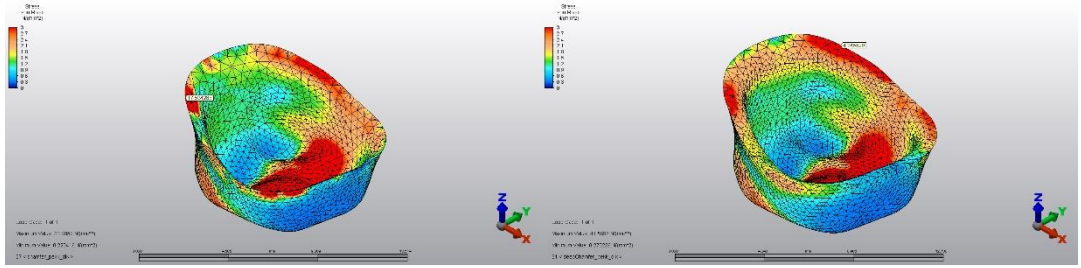
Şekil 4.147. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



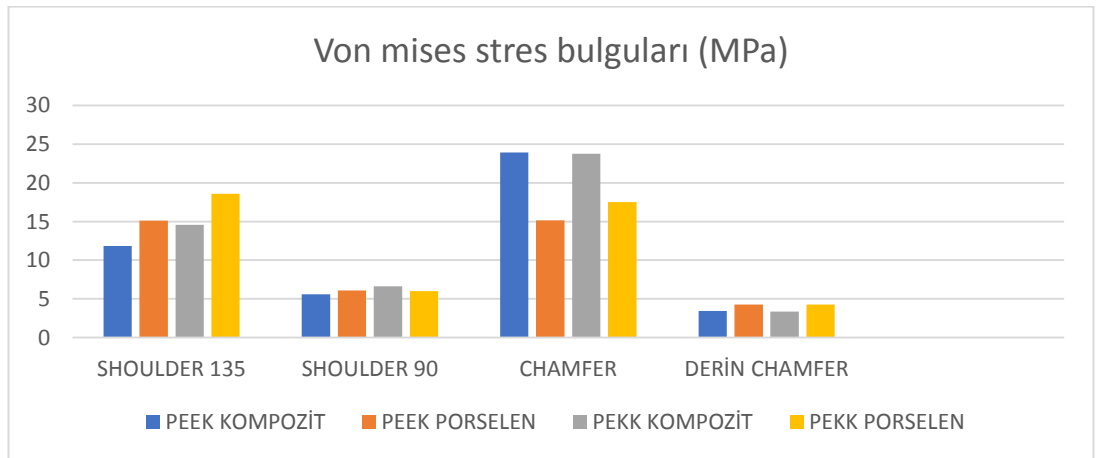
Şekil 4.148. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.149. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.150. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.151. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde alt yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

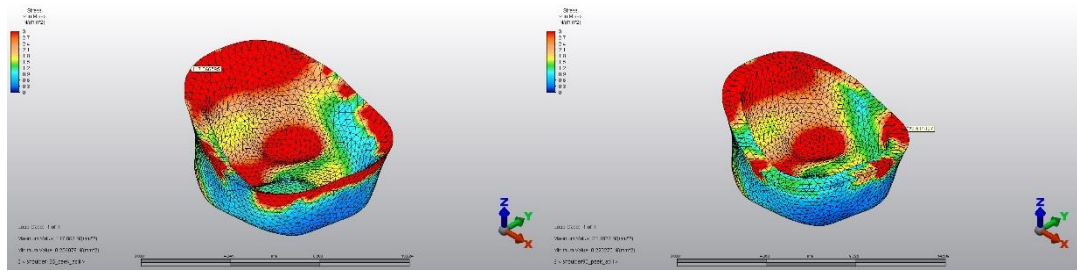
4.6.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Alt yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında alt yapıdaki en yüksek von mises stres değeri (230,895647 MPa) grup 5, en düşük von mises stres değeri (7,743366 MPa) grup 8 de belirlenmiştir.

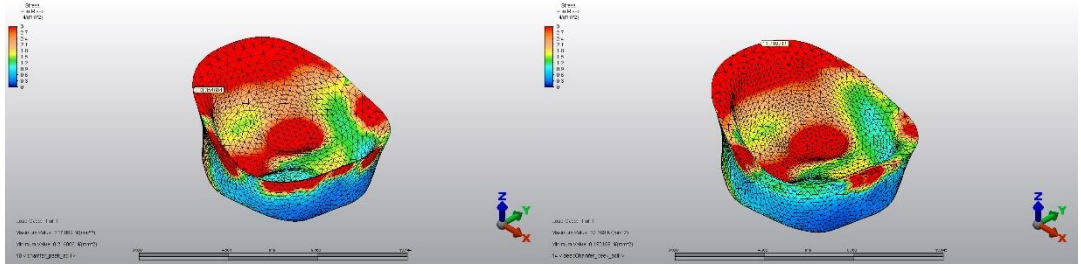
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (288.305 MPa) grup 13, en düşük von mises stres değeri (8.94066MPa) grup 16 de belirlenmiştir.

Tablo 4.12. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa)

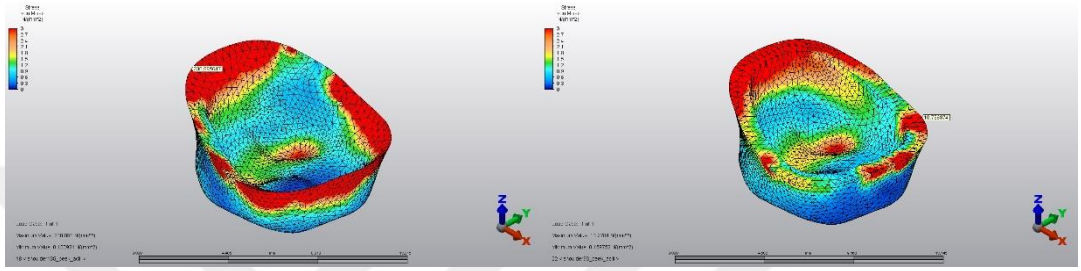
GRUP 1	117.066595	GRUP 9	145.453654
GRUP 2	22.514427	GRUP 10	23.008264
GRUP 3	203.354604	GRUP 11	219.733247
GRUP 4	11.710911	GRUP 12	13.530476
GRUP 5	230.895647	GRUP 13	288.304930
GRUP 6	10.786374	GRUP 14	15.101104
GRUP 7	135.995390	GRUP 15	157.791041
GRUP 8	7.743366	GRUP 16	8.940660



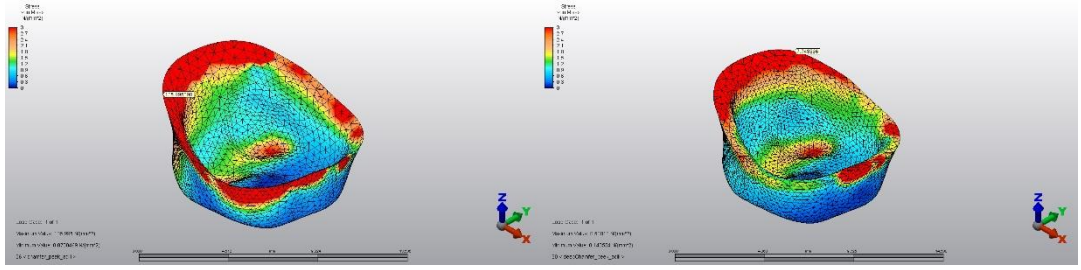
Şekil 4.152. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



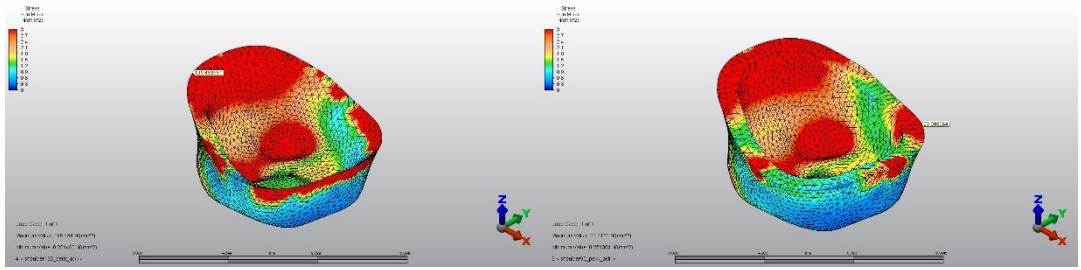
Şekil 4.153. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



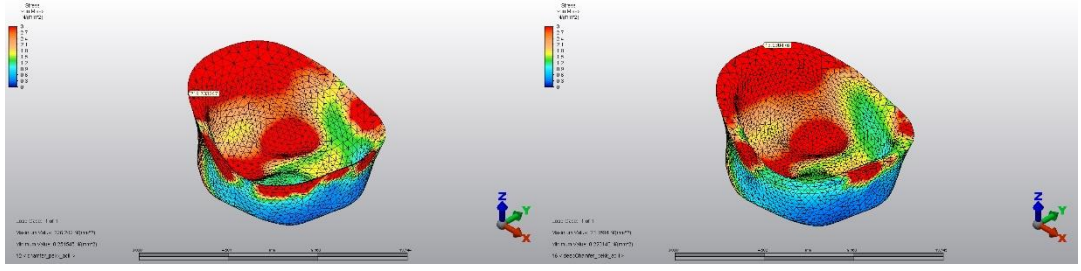
Şekil 4.154. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



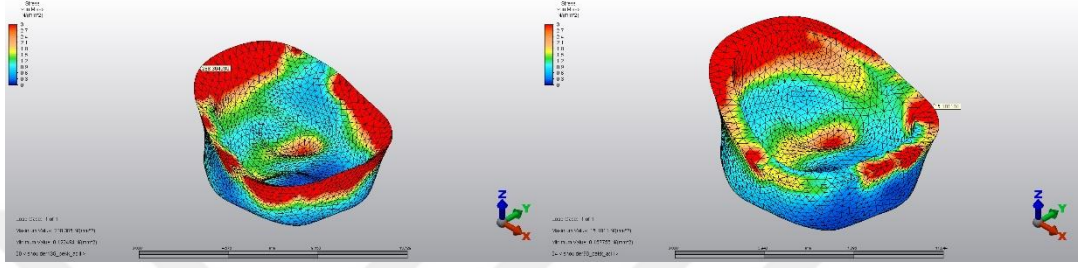
Şekil 4.155. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



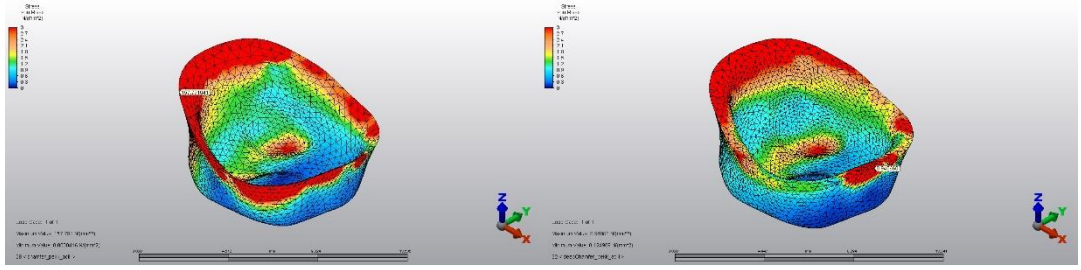
Şekil 4.156. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



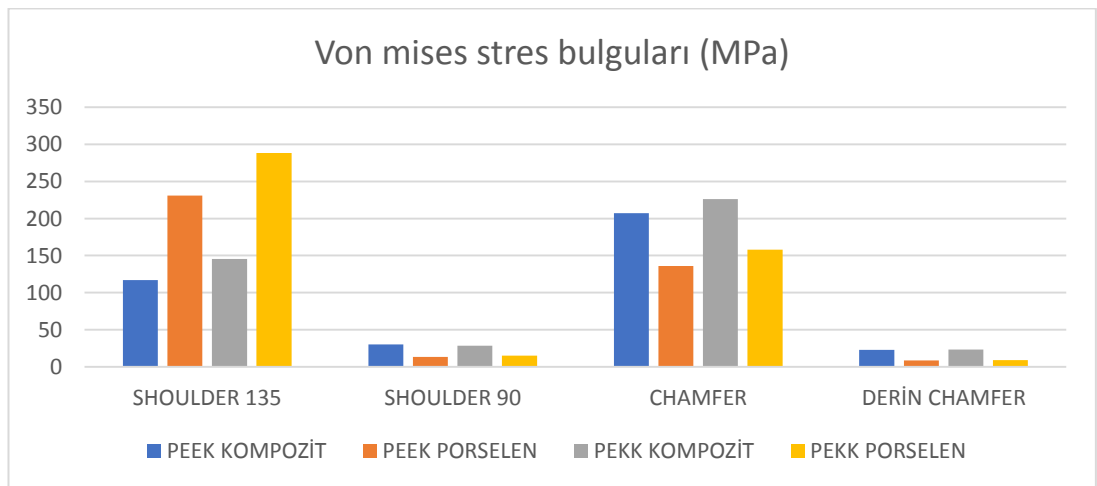
Şekil 4.157. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.158. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.159. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında alt yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.160. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde alt yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

4.7. Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

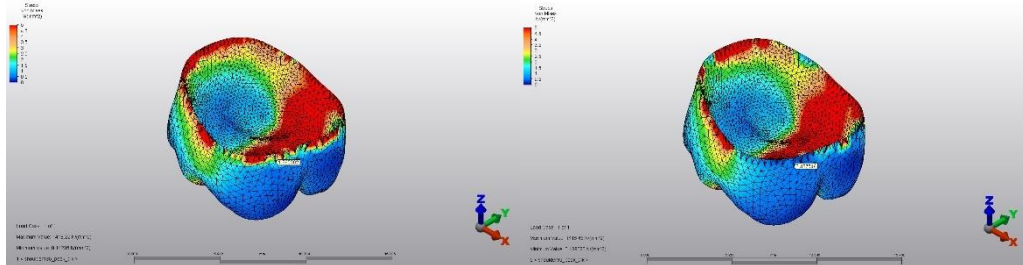
4.7.1. Vertikal Kuvvet Uygulandığında Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında üst yapıdaki en yüksek von mises stres değeri (100.48623 MPa) grup 7, en düşük von mises stres değeri (0.487506 MPa) grup 2 de belirlenmiştir.

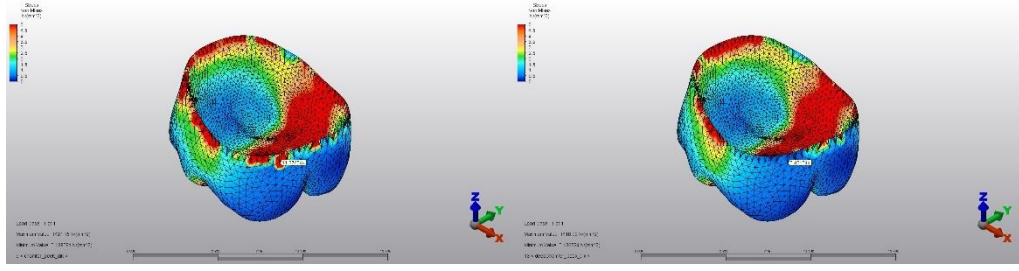
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (100.186642 MPa) grup 15, en düşük von mises stres değeri (0.512718 MPa) grup 10 de belirlenmiştir.

Tablo 4.13. Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa)

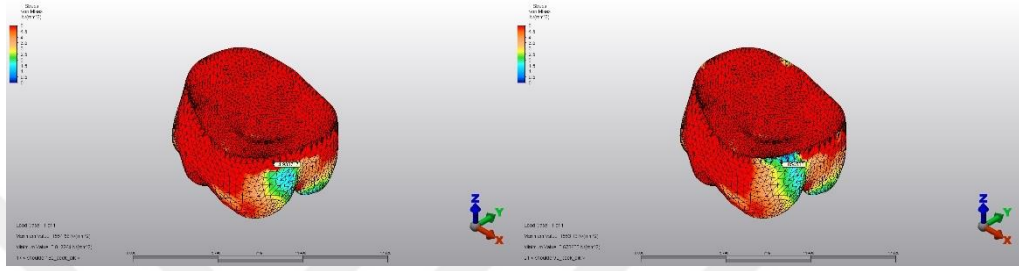
GRUP 1	1.865302	GRUP 9	1.782047
GRUP 2	0.487506	GRUP 10	0.512718
GRUP 3	11.376044	GRUP 11	11.353575
GRUP 4	0.481844	GRUP 12	12.356245
GRUP 5	14.933717	GRUP 13	14.489314
GRUP 6	1.854530	GRUP 14	2.469663
GRUP 7	100.486232	GRUP 15	100.186642
GRUP 8	1.778567	GRUP 16	2.269209



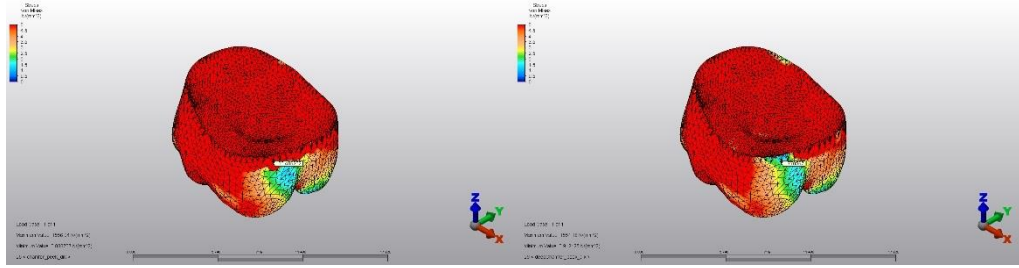
Şekil 4.161. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



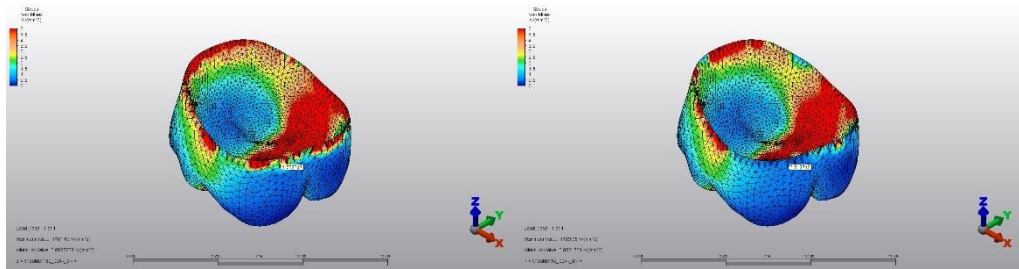
Şekil 4.162. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



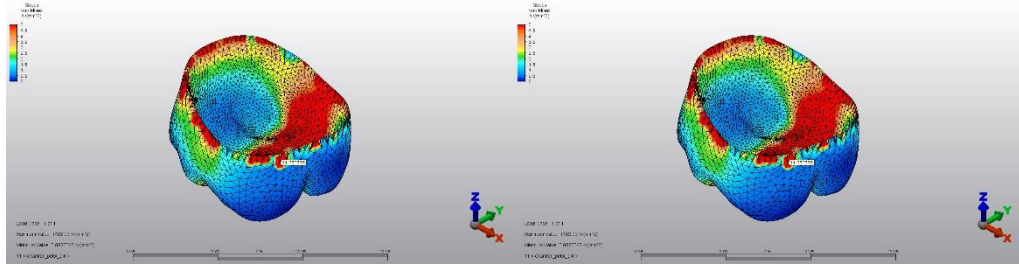
Şekil 4.163. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



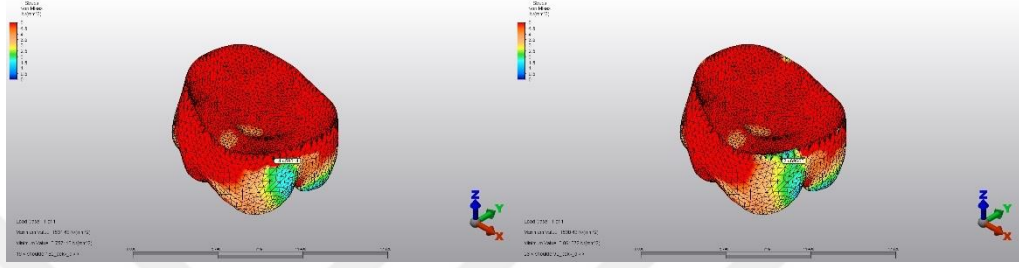
Şekil 4.164. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



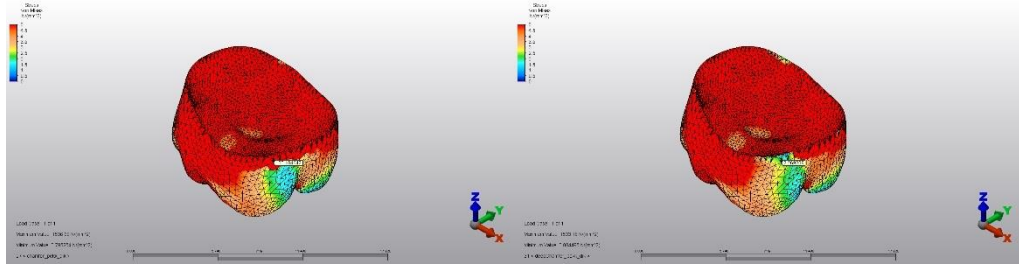
Şekil 4.165. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



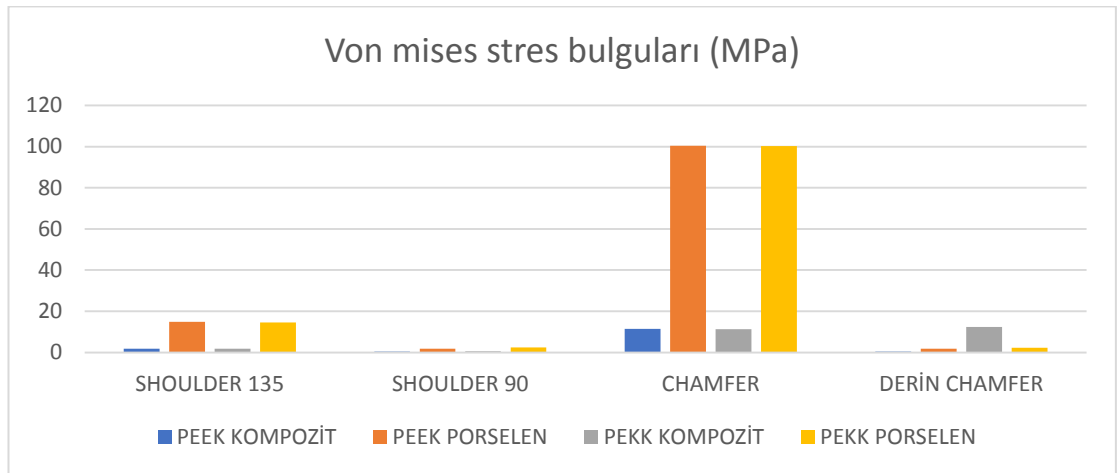
Şekil 4.166. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.167. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.168. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.169. Maksillar 1. molar dişe vertikal kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde üst yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

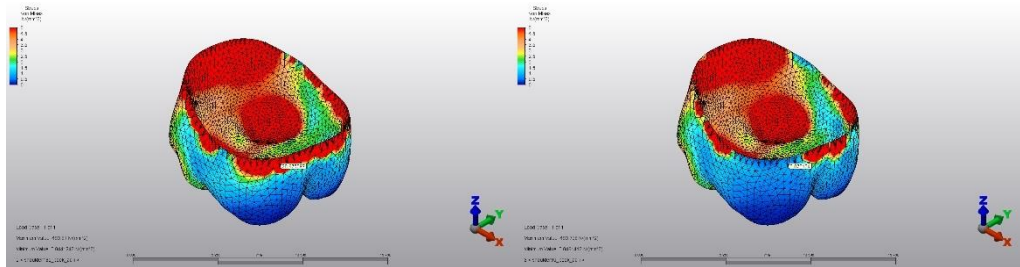
4.7.2. Oblik Kuvvet Uygulandığında Üst yapıdaki Von Mises Stres Bulguları

Maksillar 1.molar dişte PEEK alt yapı kullanıldığında oblik uygulandığında alt yapıdaki en yüksek von mises stres değeri (1095.156355 MPa) grup 7, en düşük von mises stres değeri (0.817782MPa) grup 2 de belirlenmiştir.

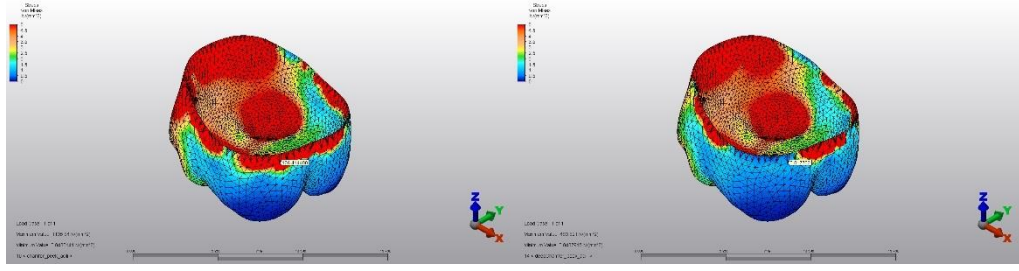
Maksillar 1.molar dişte PEKK alt yapı kullanıldığında oblik kuvvet uygulandığında dentindeki en yüksek von mises stres değeri (1093.524009 MPa) grup 15, en düşük von mises stres değeri (0.868239 MPa) grup 12 de belirlenmiştir.

Tablo 4.14. Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri (MPa)

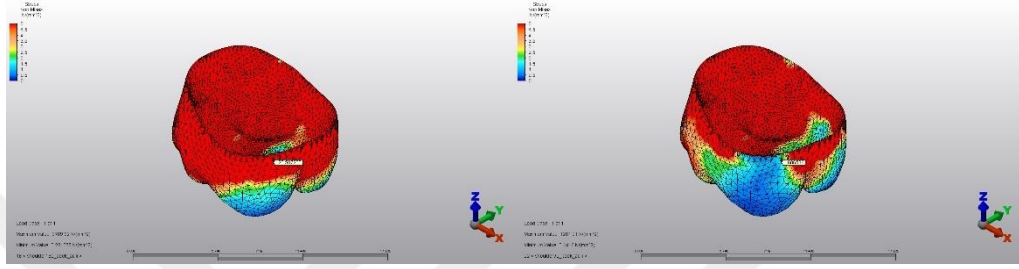
GRUP 1	20.675397	GRUP 9	20.663959
GRUP 2	0.873134	GRUP 10	0.947176
GRUP 3	126.414480	GRUP 11	126.028372
GRUP 4	0.817782	GRUP 12	0.868239
GRUP 5	123.507238	GRUP 13	121.501048
GRUP 6	1.606536	GRUP 14	1.782873
GRUP 7	1095.156355	GRUP 15	1093.524009
GRUP 8	2.674465	GRUP 16	2.726637



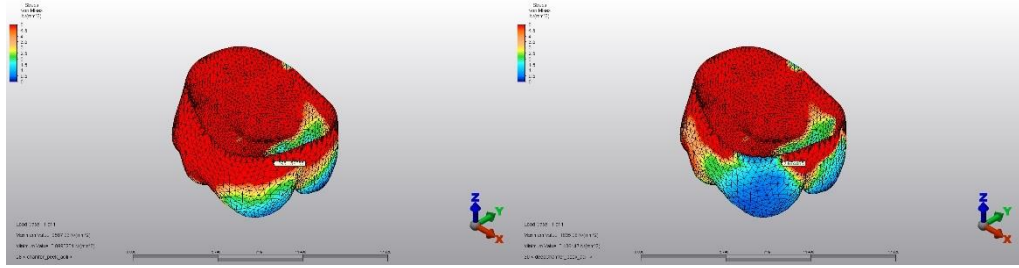
Şekil 4.170. Grup 1 (a) grup 2 (b) Maksillar 1. molar dişte oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



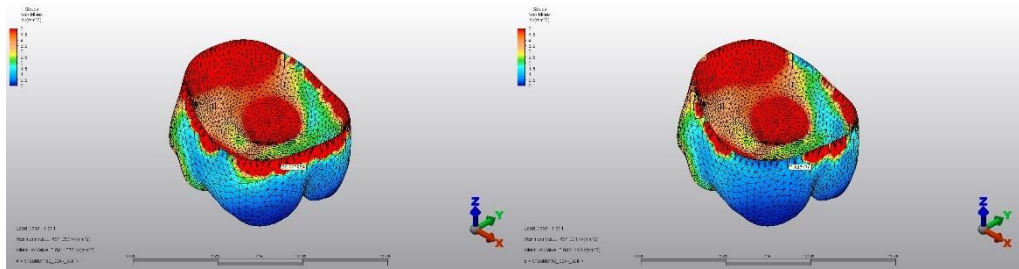
Şekil 4.171. Grup 3 (a) grup 4 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



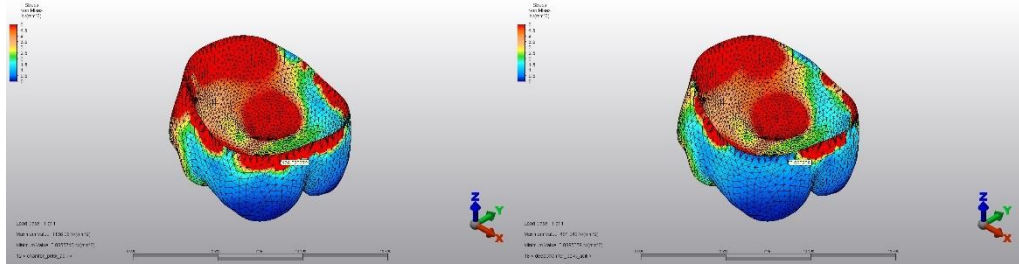
Şekil 4.172. Grup 5 (a) grup 6 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



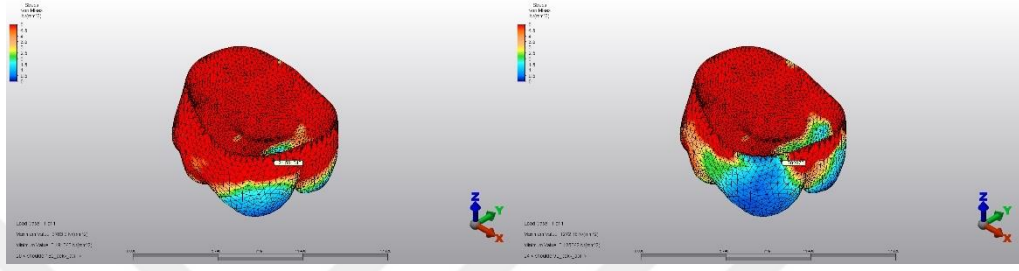
Şekil 4.173. Grup 7 (a) grup 8 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



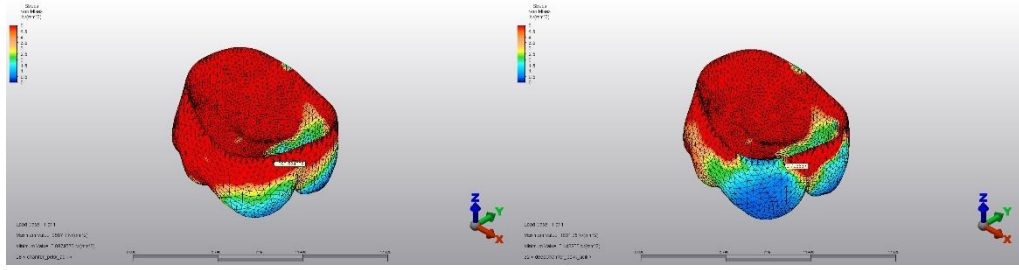
Şekil 4.174. Grup 9 (a) grup 10 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



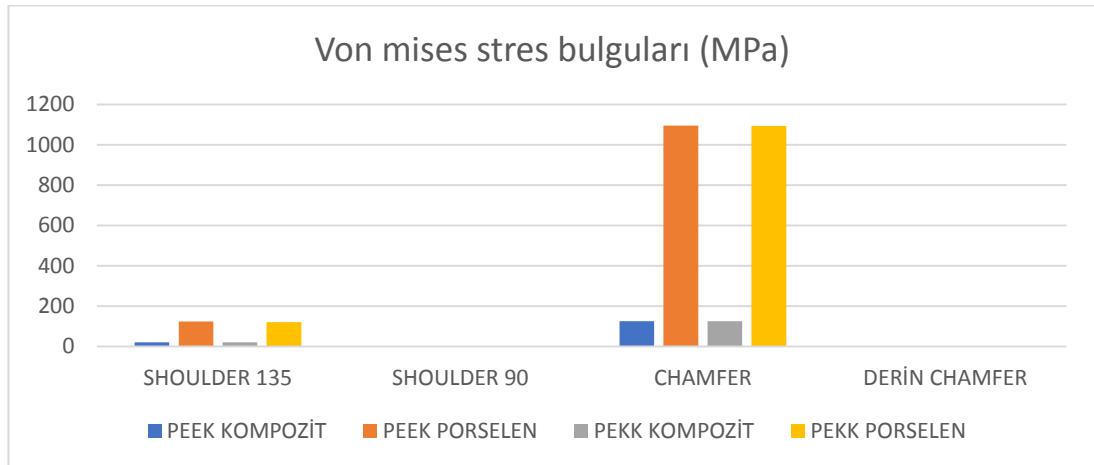
Şekil 4.175. Grup 11 (a) grup 12 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.176. Grup 13 (a) grup 14 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.177. Grup 15 (a) grup 16 (b) Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında üst yapıda oluşan von mises stres değerleri



Şekil 4.178. Maksillar 1. molar dişe oblik kuvvet uygulandığında farklı basamak tiplerinde üst yapıda maksimum von mises stres bulgularının karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Son zamanlarda hem estetik ve hem de mekanik özellikleri daha iyi olan restorasyonlara ilginin artmasından dolayı metal destekli restorasyonlar yerini polimerler ve seramiklere bırakmıştır. Yüksek performanslı polimerler, mükemmel kuvvet dağılımı, kabul edilebilir kırılma dayanıklılıkları ve şok absorbsiyon yeteneği sayesinde, metaller ile seramiklere alternatif olabilecek materyaller olarak üretilmişlerdir (63). Bu tez çalışmasının amacı: seramik ve kompozit üst yapı materyali ile veneerlenen PEEK ve PEKK alt yapı materyallerinin farklı basamak tasarımlarıyla kullanılması sonucu periodontal ligament, diş, kemik içi, alt yapı ve üst yapı materyallerindeki oluşan strese etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir.

Dişler çiğneme sırasında farklı yönde ve şiddetteki kuvvetlerin etkisinde kalır. Bu kuvvetlere bağlı dişlerde stres oluşumu meydana gelir. Oluşan stres diş dokularında ve restorasyonda yorulmaya ve buna bağlı bu yapıların kırılma direncinde düşüslere sebep olur (64). Çiğneme kuvvetleri çenenin posteriorunda anterior bölgesinden daha etkili olduğundan dolayı stres oluşumu ve diş kırıkları özellikle posterior dişlerde daha sık gözlenir (65).

Caputo ve Standlee 'a göre maksimum çiğneme kuvveti 2. premolar ile 1.molar dişlerde meydana gelmektedir. Dolayısıyla modellememizin 2.premolar ve 1. molar dişlerinden birini içermesi ağız içerisinde oluşabilecek maksimum okluzal kuvvete direncin değerlendirilmesi yönünden oldukça önemlidir. Yapmış olduğumuz çalışmada maksiller 1. molar diş modellendi (66).

PAEK ailesinden olan PEEK ve PEKK yüksek performanslı polimerlerdir (2). Termoplastik olan bu polimerler, pozitif materyal özellikleri sayesinde uzun zamandır ortopedi ve travmatoloji alanlarında titanyum, titanyum alaşımları, krom kobalt alaşımları ve seramikler yerine kullanılmaktadır (67).

PEEK materyalinin elastik modülünün (3-4 GPa) kemiğin elastik modülüne yakın olması, önemli bir avantajdır. (68). PEEK ve PEKK, insan kemiğine, mine ve dentinine yakın ve dental implantların etrafında meydana gelen stresi

karşılayabilecek elastik modüle sahiptir. PEKK'in potansiyel olarak geniş bir uygulama alanı vardır. Kısa süre önce piyasaya sürülen PEKK, üreticilerin (Cendres + Métaux) belirttiklerine göre, PEEK'den yaklaşık %80 daha fazla basınç dayanımı göstermektedir(70). Genel olarak, PEEK sabit protezler için press teknolojisi ve bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) olmak üzere iki üretim yöntemi mevcuttur. Stawarczyk ve arkadaşlarının (2015), PEEK materyali kullanarak, CAD/CAM ve press teknolojisi ile ürettikleri restorasyonlardan CAD/CAM ile üretilenlerin, daha düşük deformasyon paterni ve daha yüksek kırılma yükü değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. PEKK'in CAD/CAM ile dayanıklı bir şekilde üretilmesi, materyalin protetik restorasyon üretiminde kullanılmasını çekici kılmaktadır (71).

PEKK ikinci keton grubu sayesinde, daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler sağlar. Yüksek cilalanabilme yeteneği ile yüksek basınç dayanımına sahiptir ve elastik modülü kemiğe yakındır (2). Biyo-uyumlu bir polimer olan PEKK, kabul edilebilir kırılma direncine sahiptir. Stresi dağıtması ve şok absorpsiyon yeteneği sayesinde metal ve seramiklerin yerine kullanılabilen yeni bir restoratif materyal olarak tanıtılmıştır (71). Üretici firmalar tarafından yeni üretilmeye başlandığı, alt yapı materyali olarak kullanımının henüz az olduğu ve diğer polimerlere kıyasla daha üstün özelliklere sahip olmasından dolayı araştırmamızda alt yapı materyali olarak değerlendirilecek diğer araştırma grubu PEKK materyali olmuştur.

Günümüzde, dental uygulamalarda alt yapı olarak kullanılan metal ve zirkonun optik özellikleri değerlendirildiğinde, PEKK'in alt yapı olarak optik özelliklerinin bu materyallerden anlamlı bir farklılığı olmadığı tespit edilmiştir. (72).

Santing ve diğerleri (2012) tarafından yapılan çalışmada PEEK ile titanyum abutmentlar üzerine yapılmış kompozit kronların kırılma dayanıklılıkları araştırılmış, PEEK abutmentin daha düşük kırılma dayanımı gösterdikleri sonucuna varmıştır (73). Agustín-Panadero ve arkadaşları (2015) tarafından yapılan çalışmada, PEEK ile titanyum abutmentların kırılma dayanımları araştırılmıştır. Sonuçta PEEK örneklerin titanyum örneklerden daha düşük kuvvetlerde kırılma gözlemlendiği tespit edilmiştir (74). Hendrik ve ark. yaptıkları bir çalışmada PEEK geçici abutmentlar ile titanyum geçici abutmentlar üzerine kompozit rezin kronlar yapmışlar, sonra bunların kırılma

dayanımlarını karşılaştırmışlardır. PEEK abutmentlar üzerine yapılan kompozit rezin kronlar titanyum üzerine yapılanlardan daha düşük kırılma direnci göstermişlerdir (73). Koutouzis ve ark. tarafından yürütülen kontrollü bir klinik çalışma PEEK ve titanyum abutment çevresinde kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu bakımından anlamlı bir fark olmadığını savunmuştur (75).

PEEK ve PEKK ile ilgili yapılan çalışmalar genellikle implant üstü restorasyonlarla alakalı olmuştur. Diş üstü protetik restorasyonlarla alakalı PEEK ve PEKK alt yapıların kullanıldığı çalışma literatürde çok azdır. Tüm bu nedenlerden dolayı, bu tez çalışmasında, son zamanlarda diş hekimliğinde özellikle protetik diş tedavisinde tercih edilen materyaller arasına giren, PEEK ve PEKK'in stres iletimi araştırıldı.

Taufall ve arkadaşları (2016), PEEK alt yapı ve kompozit rezin üst yapı kullanarak hazırladıkları sabit protezlerin kırılma dayanımları üstüne yaptıkları çalışmalarında, tüm sabit protezlerin beklenen ısırma kuvveti ile karşılaştıklarında yeterli kırılma dayanımını gösterdiklerini tespit etmişlerdir (76). Bu çalışmada tüm PEEK alt yapıların kalınlığı 0,6 mm olarak belirlenmiştir ve bu değer alt yapı olarak kullanılacak PEEK için üreticinin de tavsiye ettiği kor kalınlığıdır (Dental + Pekkton® ivory. high performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants, n.d.). Bu nedenle yapmış olduğumuz çalışmada alt yapı kalınlığı 0,6 mm olarak belirlenmiştir.

Cekic-Nagas ve ark.(77)'nin farklı inley materyallerinin kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada; CAD-CAM fiber blok ile PEEK materyalinden üretilen inley tutuculu köprülerin yüksek kırılma dayanımı gösterdikleri sonucuna varmışlardır.Tartuk ve ark.'nın PEEK, hibrit seramik ve zirkonyum ile ürettikleri kronların aksiyal kuvvet altında basma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, zirkonyum kronların basma dayanımı hibrid seramik ve PEEK kronlarının basma dayanımlarından fazla bulunmuştur (78). Tartuk ve ark. çalışmalarında PEEK materyalinin aksiyal kuvvetler karşısında deformasyonlara karşı koyabildiğini bildirilmesine rağmen oblik kuvvet altında mekanik davranışını inceleyen çalışma bulunamamıştır (79).Ghajghouj ve ark.'nın premolar dişlerde üç farklı materyalden (IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve PEEK) ürettikleri 2 mm ve 3

mm kavite derinliğine sahip endokronların, aksiyal kuvvet altında kırılma dayanımı ile mikro sızıntıyı inceledikleri çalışmada; PEEK endokronların IPS e.max ve Vita Suprinity endokronlara kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna varmışlardır(80).

Yapmış olduğumuz çalışmada ise vertikal kuvvet uygulandığında alt yapıda meydana gelen von mises stres değerleri incelendiğinde basamak tipinin, alt yapının, üst yapının değiştirilmesi sonucunda meydana gelen strete ciddi bir değişiklik gözlenmemiştir. PEEK veya PEKK alt yapı tercih etmemiz arasında bir farklılık oluşmamaktadır.

Oblik kuvvet uygulandığında ise alt yapıda meydana gelen en yüksek von mises stres değeri grup 13(shoulder 135-pekk-porselen) de gözlenmiştir. Shoulder 135 ve chamfer basamak tiplerindeki von mises değerleri diğer basamak tiplerindeki değerlere göre daha yüksek bulunmuştur.

Yapılan çalışmalar; Kök kanal tedavi görmüş, aşırı kron harabiyeti olan, geniş dolgulu, eğimli kök yapısına sahip dişlerde oblik kuvvetlerin daha yıkıcı etkilere sebep olduğunu göstermiştir (88,89). Oblik kuvvetin bizim için önemli olduğu bu gibi durumlarda alt yapı farketmeksizin shoulder 90⁰ ya da derin chamfer basamak tercih edebiliriz.

Diş kesimi sırasında oluşturulan basamak, çiğneme kuvvetlerinin dişe dengeli dağılmasını sağlarken, kronun statik gücünü de artırır (81). Oklüzal temaslar sırasında stres yoğunlaşmasının olduğu bölge servikal bölgedir. Bu nedenle protetik tedavi amacıyla yapılan tam seramiklerin diş kesiminde basamak şekli gerilim dağılımında önemli rol oynamaktadır (82).

Yapılan çalışmalar, basamak şekillerine bağlı olarak meydana gelen stres birikimlerinin bu alanlarda önem kazandığını göstermektedir (83,84). Ayrıca preparasyonun marjinal uyum üzerindeki etkisi de önemlidir. Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması gerekmektedir (85). Bae ve arkadaşları (2017), PEKK ve zirkonya alt yapılarının, üç boyutlu marjinal ve internal uyumunu karşılaştırmış ve analiz etmişlerdir. Hem PEKK hem de zirkonya

kopinglerinin marjinal ve internal uyumu klinik olarak kabul edilebilir aralıktaydı bildirilmiştir. Bununla birlikte, PEKK'in uyumu zirkonyaya göre daha iyi bulunmuştur (86).

Preparasyonun bitiş çizgisinin konfigürasyonu restoratif materyalin marjindeki hacmini ve şeklini belirler ve ayrıca restorasyonun oturumunu ve marjinal adaptasyonunu etkiler (1). Hem shoulder hem de chamfer bitiş çizgisi tam seramik kronlar için seçilebilen marjinal dizaynlardır (81). Shoulder marjinal dizaynı kuvvetin köke iletimini en iyi şekilde sağlar (85). Oklüzal kuvvetlere direnci artırır ve porselende kırıklara neden olabilecek stresleri minimize eder. Sağlıklı restorasyon konturları ve maksimum estetik için alan oluşturur (1). Aynı şekilde chamfer marjinal dizayn ile de yeterli kenar kalınlığında ve sağlamlıkta restorasyonlar elde edilebilmektedir (85). Chamfer marjinal dizaynın uygun frezler ile oluşturulması oldukça kolaydır ve prepare edilmiş diş, ölçü ve day üzerinde kolaylıkla izlenebilmektedir (81).

Beuer ve arkadaşları (87) derin chamfer, chamfer ve shoulder basamak tipleri ile hazırlanan tam seramik restorasyonların kırılma dirençlerini incelemişler, shoulder basamaklı örneklerin daha fazla kırılma direnci değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Öte yandan Malament ve Socransky (83) shoulder ve chamfer basamak şekillerinin tam seramiklerde veneer porselenlerin kırılma riski açısından önemli bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir Miura ve arkadaşları (92) marjinal dizaynın farklı yapıda zirkonyum kuronlardaki stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında yuvarlaklaştırılmış shoulder basamak ile derin chamfer basamağın oklüzal stresleri minimize etmede en uygun marjinal dizayn olduğunu bildirmişlerdir. Komine ve arkadaşlarının (88) In-Ceram Alumina restorasyonların posterior bölgedeki kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında maksiller birinci molar dişler kullanmışlardır. Marjinal dizayn 1,2 mm genişliğinde chamfer marjinal dizayndır. 4° ila 6° konik açısı ve 4,5 mm kron boyu kullanılmıştır. Pallis ve arkadaşları (89) maksiller birinci moların taklit edildiği rezin day'lar üzerinde Procera AllCeram, In-Ceram Zirconia ve IPS Empress 2 tam seramik kronların kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında 1 mm genişliğinde shoulder marjinal dizaynı ve 6° konik açısı kullanmışlardır. Sonuçta, farklı seramik tiplerinde farklı baskı dayanımları elde etmişlerdir Attia ve Kern (91) iki farklı tam seramik sistemi olan IPS Empress 2 ve ProCAD' in dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında 5 mm' lik

kron uzunluğu, 1,5 mm genişliğinde shoulder marjinal dizaynını ve 6° aksiyel konik açısına sahip maksiller premolar dişler kullanmışlardır. Bizde çalışmamızda PEEK ve PEKK polimer alt yapıların diş üstü restorasyonlarda farklı basamak tiplerinde kullanımı ile alakalı literatürde bir çalışma olmamasından dolayı 6° taper açılı shoulder 135° shoulder 90°, chamfer ve derin chamfer basamak tiplerini kullanarak PEEK ve PEKK alt yapı ile kompozit ve porselen üst yapıdaki stres değerlerini inceledik. Çalışmamızda uygulanan kuvvet yönü farketmeksizin alt yapı materyallerinde meydana gelen stres en düşük derin chamfer basamak tipinde gözlenmiştir.

Periodontal ligamentte en yüksek stres shoulder 90° basamak tipinde gözlendi. Dentinde en yüksek stres vertikal kuvvette chamfer oblik kuvvette derin chamfer basamak tipinde gözlendi. Alt yapıda en yüksek stres vertikal kuvvette chamfer oblik kuvvette shouder 135° basamak tipinde gözlendi. Üst yapıda en yüksek stres vertikal ve oblik kvvette chamfer basamak tipinde gözlendi. Genel olarak değerlendirildiğinde ise chamfer basamak tipinin en fazla strese sebep olduğu sonucunu bulduk.

Oyar ve arkadaşları (91) farklı diş preparasyonu üzerine hazırlanan seramik kronlarda stres dağılımını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında anatomik olmayan diş dizaynının Empress Esthetic seramik için en uygun dizayn olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar başka bir çalışmalarında da anatomik olmayan diş dizaynının porselen yapısındaki stres miktarı ve dağılımında daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada anatomik olmayan kron preparasyonu tercih ettik.

Guleç ve Ulusoy'un (93) 2017'de yaptıkları çalışmada, iki farklı kavite tasarımı ile hazırlanmış üst premolar dişler, farklı CAD/CAM materyalleri (Vitablocks Mark II, Vita Enamic, Lava Ultimate) ile restore edilmiş ve stres dağılımları incelenmiştir. Kavite dizaynları, bir grupta bukkal duvar kalacak şekilde diğer grupta ise herhangi bir duvar bırakılmadan mine sement seviyesinde oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizi ile uzun dönemde başarısızlık riskleri araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda kullanılan restoratif materyal fark etmeksizin, duvar bırakılmadan hazırlanan tüm dişlerde daha düşük stres yoğunluğu

gözlemlenmiştir. Dentinde en düşük stres değerlerinin, yüksek elastisite modülüsüne sahip Vitablocks Mark II ile hazırlanan modellerde olduğuna dikkat çekilmiştir. Zhu ve arkadaşları (95) 2017 yılında yaptıkları çalışmada, üst premolar dişlerde farklı materyallerle (Paradigm MZ100, IPS Empress, IPS e.max, In Ceram Zirkonya), farklı kalınlıklarda tasarlanan endokron restorasyonların dentin ve restorasyon içerisinde oluşan stres dağılımını, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Kalan diş doku miktarı daha fazla olan modelde, dentinde daha az stres birikimi olduğunu ortaya koymuştur. Yapmış olduğumuz çalışmada ise kalan dentin miktarı bütün modellerde aynı olmakla birlikte vertikal ve oblik kuvvet uygulandığında dentinde meydana gelen von mises stres kuvvetlerinde basamak tipinin, alt yapının, üst yapının değiştirilmesi sonucunda meydana gelen strese belirgin bir değişiklik gözlenmemiştir.

PEKK alt yapı materyali kullanıldığında dentinde oblik kuvvet uygulandığında maximum von mises grup 12 de olmasına rağmen grup 16 ile ,vertikal kuvvet uygulandığında ise maximum von mises grup 11 de olmasına rağmen grup 15 ile sayısal değer olarak anlamlı bir fark yoktur.PEEK alt yapı materyali kullanıldığında ise dentinde oblik kuvvet uygulandığında maximum von mises grup 4 de olmasına rağmen grup 8 ile, vertikal kuvvet uygulandığında ise maximum von mises grup 3 de olmasına rağmen grup 7 ile sayısal değer olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu durumda üst yapı materyali daha önemli olmaktadır. Klinisyen için porselen ya da kompozit hangi üst yapı endike ise onu tercih edebilmektedir.

Oblik kuvvet uygulandığında dentinde derin chamfer basamakta stres değerleri en yüksek bulunmuştur. Vertikal kuvvet uygulandığında dentinde chamfer basamakta stres değerleri en yüksek bulunmuştur.

Elmougy ve arkadaşları (2018), PEKK'ı aynı parametrelerle IPS e.max press, Lava Ultimate ve Vita Enamic ile bükülme dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır ve PEKK'ın kalıcı monolitik bir kron olarak kullanılmak üzere yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olduğunu göstermişlerdir(17). Ancak PEKK ve PEEK tüm bu olumlu özelliklerine rağmen düşük yarı saydamlığa ve grimsi renge sahiptir. Bu durum dental restorasyon için monolitik bir malzeme olarak kullanılmasını

sınırlandırmaktadır (3). Bu nedenle, tatmin edici estetik bir restorasyon elde etmek için, bu materyallere yeterli bağlantı sağlayan estetik üst yapı yapılması gerekmektedir. PEEK'in düşük elastik modülü veneer materyal olarak indirekt ışıkla polimerize edilen kompozit rezin kullanılmasıyla, oklüzal kuvvetlerin azaltılması ve ayrılma oranlarının düşürülmesinde metal destekli seramiklere göre avantaj sağladığı bildirilmiştir (96). Çalışmamızda PEEK ve PEKK alt yapı materyalleri kompozit ve feldspatik porselen üst yapı materyalleriyle veneerlenmiştir.

Üst yapıdaki elde edilen von mises stres sonuçları değerlendirildiğinde vertikal kuvvet uygulandığında en yüksek sonuçlar grup 7(chamfer-PEEK-porselen) ve grup 15(chamfer-PEKK-porselen) te bulunmuştur.

Oblik kuvvet uygulandığında ise en yüksek sonuçlar grup 7(chamfer-PEEK-porselen) ve grup 15(chamfer-PEKK-porselen) te bulunmuştur. Bu sonuçları takiben en yüksek sonuçlar grup 3, grup 5, grup 11 ve grup 13 de gözlenmiştir.

Genel olarak değerlendirildiğinde üst yapıda en yüksek von mises stres değerlerinin chamfer basamak tipinde gözlendiği, porselen üst yapı kullandığımız modellerde kompozit üst yapı kullandığımız modellere göre daha yüksek stres kuvvetleri meydana geldiği, fakat alt yapının değiştirilmesinin meydana gelen streslerde herhangi bir değişime sebep olmadığı bulunmuştur.

Yapılan bir çalışma pulpa dokusunun 2,94 MPa değerindeki streslere kadar herhangi bir hasar veya nekroz yanıtı vermediğini, sağlıklı yapısını koruduğunu bildirmektedir (96). Yapmış olduğumuz bu çalışmada uygulanan 300 N vertikal ve 150 N oblik kuvvet sonucunda değerlendirilen tüm modellerde pulpa dokusunda bu stres değerini aşan değerler tespit edilmemiştir. Böylece bu materyallerin bu kuvvetler altında kullanımı ile pulpal hasar gözlenmeyeceği sonucuna varılmıştır.

Kamposiora ve arkadaşları (97), veneer kronlarda marjinal konfigürasyonun, siman tipinin ve siman aralığının stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongios kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir. Magne arkadaşları (98) 3 üyeli posterior adeziv köprülerde yüzeyde ve içyapıda oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri

alışmalarında kortikal ve spongioz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir. Ress (99) alışmasında dişle ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kemik ve periodontal ligamentin modellenmesinin önemini vurgulamıştır. Biz de çalışmamızda kortikal kemik, spongioz kemik ve periodontal ligamenti modelledik.

Kortikal kemiğin elastisite modülü spongioz kemikten daha yüksek olmakla birlikte bu durum kortikal kemiğin stresler altında daha kuvvetli ve deformasyona karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır. İnsan kortikal kemiğinin çekme tipi streslere dayanımı 121-135 MPa arasında, basma tipi streslere dayanımı ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Spongioz kemiğin ise stresler karşısında dayanımı daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir (100,101).

Çalışmamızda, uygulanan yük altında oluşan çekme ve basma streslerinin kortikal ve spongioz kemiğin fizyolojik tolerans sınırlarını aşmadığı ve kortikal kemiğin bu stres değerleri altında bütünlüğünü koruyabileceği belirlenmiştir.

Shoulder 90° basamak kortikal kemikte vertikal kuvvet uygulandığında minimum çekme stresine sebep olurken, oblik yüklemede maximum çekme stresine sebep olmaktadır. Yaptığımız protetik rehabilitasyonda hangi kuvvetin bizim için daha önemli olduğunu belirleyip ona uygun olarak basamak dizaynı seçmeliyiz.

Kortikal kemiğe çekme tarzı yük gelmesini istemediğimiz durumlarda alt yapı materyali ayırt etmeksizin üst yapı materyali olarak kompozit basamak tipi olarak shoulder 90° seçmeliyiz. Kortikal kemiğe basma tarzı yüklerin gelmesini istemediğimiz zaman alt yapı materyali farketmeksizin üst yapı materyali olarak porselen basamak tipi olarak shoulder 135° seçmeliyiz.

Aynı zamanda her iki alt yapı materyalinde de sayısal olarak maximum ve minimum principle stres değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Kortikal kemikteki basma ve çekme değerlerine bakarak protetik bileşenin öteki önemli unsurlarına göre materyal ve basamak seçimi yapabiliriz.

Genel olarak değerlendirildiğinde ise kortikal ve kanselloz kemikte oluşan çekme ve basma streslerinin kullanılan basamak tipinden, PEEK ve PEKK alt yapı materyali kullanılmasından, kompozit ve porselen üst yapı materyali kullanılmasından önemli derecede etkilenmediği bulunmuştur.

Ress (99) yaptığı çalışmasında periodontal ligament, kortikal kemik ve spongioz kemik gibi destek diş dokularının sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarındaki önemini incelediği çalışmasında periodontal ligamenti 0,3mm kalınlığında modellemiştir. Kompasiora ve arkadaşları (98) ise çalışmalarında periodontal ligamenti 0,2mm olarak modellemişlerdir. Biz de çalışmamızda periodontal ligamenti 0,2 mm kalınlığında modelledik.

Pdl ye gelen von mises stres değerleri karşılaştırıldığında ise basamak dizaynının, alt yapının, üst yapının ve uygulanan kuvvet yönünün değiştirilmesinin strete bir değişime sebep olmadığı bulunmuştur.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, incelenen yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modeller ile elde edilmektedir. Elde edilen sonuçlar tekrarlanabilir niteliktedir. Karmaşık geometrik yapıya sahip cisimlerin modellemeleri yapılarak, farklı mekanik özelliklere sahip objelerin stres altında gösterdiği davranışlar incelenebilir. Sonlu elemanlar modelleri gerçeğin sadeleştirilmiş ve basitleştirilmiş halidir. Yapılan bu sadeleştirmeler ve basitleştirmeler dikkatli yapılmalı ve her zaman değerlendirilen soruna uygun olarak yapılmalıdır. Oluşturulan matematiksel modeller üzerinde sınır koşulları, materyal özellikleri, modellerin geometrileri ve yükleme koşulları gerçeğe uygun şekillerde değiştirilebilir ve elde edilen sonuçlar oldukça hassas değerler verebilir. Modellemenin gerçeğe yapılaraya uygunluğu sayesinde implant, implanta ait diğer komponentler, dişler, protetik üst yapı ve çevre kemik dokuya kuvvet iletim ve dağılım mekanizması çok detaylı bir şekilde değerlendirilebilmektedir (51).

Kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizlerini, in vivo ve in vitro metodlar kullanarak gerçeğeştirmek güçtür, hatta bazen olası değildir. Bundan dolayı, canlıya ait dokuların bilgisayar yardımıyla bazı programlardan faydanılarak modele edilmesi ve bu şekilde stres analizinin gerçeğeştirilmesi yoluna gidilmektedir. Bunun yanında, kompleks geometrideki yapıların stres analizleri için

de sonlu elemanlar stres analizi oldukça uygun bir metoddur. Tüm bunlara ilaveten, tekniğin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın geometriye sahip şekilde hazırlanmasına bağlıdır. Modelin geometrisinin karmaşıklığı arttıkça, incelenmek istenen yapının bilgisayar ortamına olduğu gibi transfer edip doğru bir test gerçekleştirmek oldukça zor olmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, elde edilen bu küçük parçalar üzerinde uygulanan matematiksel hesaplamalara dayanılarak bir takım denklem çözümleri elde edilmektedir. Tasarım, elde edilen bulgulara göre geliştirilerek en uygun hale getirilir (51). Bütüne ait çözümlerin elde edilmesi maksadıyla her bir sonlu elemana ait çözümler alınıp sonuçlar diğerleri ile birleştirilmektedir (51,102,103,104).

Çalışmalar, üç boyutlu modelleme ile elde edilen protez ile çiğneme kuvvetleri arasındaki ilişkinin, iki boyutlu modellemeye göre klinik gerçekliğe daha yakın bulgular sağlayabildiğini belirtmektedir (105). Daha basit ve şematik bir model olan iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ise kalitatif değerlendirme amacıyla kullanılabilir (106,107,108).

Yapmış olduğumuz bu araştırmada çalışma modelinde materyal ve dizayn çeşitliliği, yapının karmaşık olması sebeplerinden ve stres analizlerinin gerçekçi olabilmesi amacıyla üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanıldı.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, pratik olabilmesi için bilgisayarlı tomografiden elde edilen tam çene görüntüsü yerine değerlendirilecek alan belirlenerek hazırlanan modelde analiz başarıyla gerçekleştirilebilmektedir (109,110). Çalışmamızda, sonlu elemanlar analizinin daha pratik olarak yapılabilmesi için tomografi verilerinden sağ üst çene bölgeyi, yapılan çalışmalara benzer şekilde modellendi. Bu modeli oluştururken modelin sınırları ve kuvvet altında değerlendirilecek alanlar arasında yeterli mesafenin olmasına dikkat edildi.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında hazırlanan modellerdeki eleman ve düğüm sayısının çalışmanın başarısı için önemli olduğu bildirilmektedir (111,112).

Çalışmalarda oluşturulan eleman ve düğüm sayısı, kullanılan programın izin verdiği ölçüde yüksek sayıda hazırlanmaktadır. Çalışmalarda eleman ve düğüm

sayıları birbirinden farklılık göstermektedir. Sonlu eleman modellerinde düğüm noktaları ve eleman sayılarının analizin hassasiyeti için yüksek tutulması gerekmektedir (113,114).

Çalışmamızdaki modellerde, kullandığımız analiz programının izin verdiği ölçüde düğüm noktaları ve eleman sayılarının yüksek değerde olmasına dikkat edildi. Bu şekilde yaptığımız analizin hassasiyetinin artması amaçlandı.

Ağız içinde karmaşık yükler oluşabilir ve çiğneme sırasında oluşan kuvvetler dişlere tamamıyla dik olarak iletilmemekte, oklüzyondaki yükler nadiren vertikal olarak iletilmektedir (115,116). Bu nedenle statik ve dinamik yükleme yapılan stres analiz çalışmalarında, sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir (117,118). Bazı çalışmalar, analiz uygulamalarında horizontal yüklerin göz ardı edilmesi gerektiği yönündedir (51,119). Bizim çalışmamızda da sonlu elemanlar stres analizi kapsamında vertikal ve oblik yükler değerlendirilirken, horizontal kuvvetler göz önüne alınmamıştır.

Kuvvetler karşılaştırıldığında oblik kuvvetlerin kalan diş dokularında vertikal kuvvetlerden daha çok stres oluşturduğu gözlemlendi. Bunun nedeni dişe uygulanan vertikal kuvvetlerin köke dolayısıyla periodontal dokulara iletilmesidir. Böylece dişin koronal yapılarında daha az stres oluşmaktadır. Fakat oblik kuvvetler periodontal dokulardan çok koronal yapılarda stres oluşturmaktadır. Bu nedenle oblik kuvvetler koronal diş yapılarında daha yorucu ve kırıcı etki yapar. Geçmişte yapılan çalışmalar bu bulguyu desteklemektedir (88, 89). Bu yüzden aşırı kron harabiyeti olan geniş dolgulu dişlerde oblik kuvvetlerin aşırı stres iletimine sebep olmayacağı şekilde restorasyon dizayn edilmelidir. Örneğin üst yapıda oblik kuvvet uygulandığında en düşük stres iletimi shoulder 90⁰ ve derin chamfer basamak tipinde gözlemediğinden bu basamak tipleri tercih edilmelidir.

Çalışmamızda hazırlanan modellere hem oblik hem de vertikal kuvvet uygulandı. Çünkü dişler ağızda farklı yönden gelen birçok kuvvete maruz kalmaktadır. Tüm bu kuvvetlerin bu tez çalışmasında hazırlanan 16 farklı modelde değerlendirilmesi zordur. Bu nedenle çiğneme fonksiyonu için temel kabul edilen vertikal veya oblik kuvvet uygulanımının farklı restorasyon alternatifleri ile restore edilen dişlerde oluşacak stres üzerine etkileri değerlendirildi.

Literatürde farklı statik yükleme koşulları mevcuttur. Sagat ve ark., 2010 yılında statik kuvvetin peri-implant bölgede oluşan stresler üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmada çeşitli modellerde, bir köprü restorasyonunun anterior ve posterior kısımlarına dikey ve ayrı olarak 100 N statik kuvvet uygulamışlardır (120).

Kaleli ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise uygulanan toplam dikey yük; bukkal ve palatal tüberküllere bölündüğü ve oblik yük doğrudan palatal tüberküllere uygulandığı için dikey ve oblik yüklerin şiddetleri eşit değildir (121). Ayrıca, eğimli gelen yüklerin periferik kemik ve protez bileşenlerinde stres değerlerini artırdığı bildirilmiştir (122).

Bundan dolayı bizim çalışmamızda da üç noktalı dikey kuvvetler; santral fossa (100 N), distal fossa (100 N) ve mesial fossa (100 N) bölgelerine uygulandı. Oblik kuvvetler ise fonksiyonel tüberküller olan mesiopalatinal ve distopalatinal tüberküllerin bukkal eğimine bukkal lingual yönde 45 derece açıyla 75'er N toplam 150 N olarak uygulanmıştır. Çalışmamızda oblik gelen kuvvetlerin daha fazla stres oluşumuna sebep olduğu sonucuna varılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde modeller üzerine uygulanan statik ve dinamik kuvvetler 100 N ile 2000 N arasında değişmektedir. Poiate ve ark yaptıkları bir çalışmada 100 N'luk kuvvet miktarını; çiğneme kuvveti olarak, 500 N'luk kuvvet miktarını; parafonksiyonel kuvvet miktarı olarak, 800 N'luk kuvvet miktarını ise travmatik kuvvet olarak nitelendirmişlerdir (123). Silva ve ark ise yaptıkları çalışmada 2000 N'luk kuvvet uygulamışlar ve bu kuvvet miktarını ağır travma olarak belirtmişlerdir (124). Kuvvet miktarı olarak 800 N'un uygulandığı çalışmalarda ise bu kuvvet miktarı hafif travma olarak nitelendirilmiş ve mine kırıklarının görüldüğü belirtilmiştir (123,125,126). Bu yüzden buruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda restorasyon dizayn ederken tüm komponentleri dikkatli bir şekilde değerlendirmemiz gerekir. PEEK veya PEKK alt yapı kullanımı stres iletiminde değişime sebep olmazken üst yapı olarak kompozit tercih edilmesi, basamak tipi olarak derin chamfer ya da shoulder 90° basamak tercih edilmesi stres iletimini azaltacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. PEEK ve PEEK alt yapı materyali kullanıldığında, kemikte meydana gelen streslerde bir değişiklik gözlenmemiştir

2. Üst yapıda meydana gelen stresler değerlendirildiğinde alt yapı farketmeksizin hem kompozit hem porselen üst yapıda shoulder 90° ya da derin chamfer basamak tercih edebiliriz.

3. Alt yapıda meydana gelen stresler değerlendirildiğinde üst yapı farketmekzisin hem PEEK hem de PEKK alt yapıda derin chamfer basamak tercih edebiliriz.

4. Kortikal kemik mevcudiyetinde, dış tarafından kemiğe transfer edilen yüklerin çoğunu kortikal kemiğin kendisi karşılayarak, spongios kemiğe çok daha düşük miktarlarda stres iletilmesine neden olmuştur.

5. Oluşturulan maksillar 1. molar diş tek üyeli kron modellerinde; oblik kuvvetlerin, çevre kemikte ve dişte oluşturduğu stresler, aynı büyüklükteki dik kuvvetlerin oluşturduğu streslere göre daha fazladır.

6. Çalışmamızın sonunda protetik materyallerin ve kullanılan basamak tipinin değiştirilmesiyle meydana gelen streslerin azaltılabileceği görülmektedir.

Limitasyonlar

Çalışmamızın sonuçlarının in vitro ve in vivo olarak uzun süreli araştırmalar ile desteklenmesi ve PEEK, PEKK alt yapı materyallerinin farklı materyallerle karşılaştırılması ile ilgili çalışmalar yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3th edition, London, U.K: Quintessence Publishing Co. Inc., 1997: 400-5, 433-52
2. Kurtz Steven M and John N Devine. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants biomaterials 2007; 28.32 :4845-4869.
3. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M et al "Polyetheretherketone a suitable material for fixed dental prostheses." J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials ,2013; 101.7 :1209-1216
4. Caputo AA. Biomechanics in clinical dentistry. Dental Clinical practice and biomechanics, 17, 1995:195-217.
5. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary Fixed Prosthodontics, ABD, Elsevier Health Sciences,2015:3.
6. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, Hanover Park, Quintessence Publishing,2004: 1-14.
7. Çömlekoğlu ME, DüNDAR M, GüNGÖR MA, Aladağ A, Artunç C. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 2018; 29(2):81-92
8. Baran İ, & Nalçacı R. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller ve alerjik reaksiyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2007;(2):22-26.
9. Mallineni SK, Nuvvula S, Matinlinna JP, Yiu CKB& King NM. Biocompatibility of various dental materials in contemporary dentistry: a narrative insight. J invest clin dent, 2013; 4(1):9-19.
10. O'Brien W. Dental materials and their selection, 4. Baskı, Chicago, Quintessence Publishing,2009:100-102
11. Li KC, Ting S, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Microstructural analysis of Co-Cr dental alloy at the metal-porcelain interface: a pilot study. N Z Dent J, 2014; 4:138-142.
12. Pohler OE. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. Journal of Injury, 2000;31,4: 7-13.
13. Kirmali O, Kapdan A, Kustarci A, & Er K. Veneer ceramic to Y-TZP bonding: comparison of different surface treatments. J Prosthet Dent, 2016; 25(4): 324-329.
14. Della Bona A, Corazza P, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater, 2014;30(5):564-569
15. Alsadon O, Wood D, Patrick D, & Pollington S. Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2019; 89: 234-236.
16. Kurtz SM. An overview of PEEK biomaterials. In PEEK biomaterials handbook. USA: William Andrew Publishing, 2012:2-30.

17. Elmougy A, Schiemann AM, Wood D, Pollington S, & Martin N. Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dent mater*, 2010;34(10): 1509-1517.
18. Mata F, Gaitonde VN, Karnik SR, Davim JP. Influence of cutting conditions on machinability aspects of PEEK, PEEK CF 30 and PEEK GF 30 composites using PCD tools. *Journal of Materials Processing Technology*, 2009;209(4):1980-1987.
19. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater*, 2015; 31(11):1377-1384.
20. Lee KS, Shin MS, Lee JY, Ryu JJ, Shin SW. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prostet*, 2017;9(5):350-357.
21. Gamstedt EK, Berglund LA, Peijs T. Fatigue mechanisms in unidirectional glassfibre-reinforced polypropylene. *Composites Science and Technology*, 1999;59(5):759- 768.
22. Gao SL, Mäder E. Characterisation of interphase nanoscale property variations in glass fibre reinforced polypropylene and epoxy resin composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2004;33(4):559-576
23. Yu S, Hariram KP, Kumar R, Cheang P, & Aik KK. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. *Biomaterials*, 2005;26(15):2343-2352.
24. Rodriguez F, Cohen C, Ober CK, & Archer L. *Principles of Polymer Systems* 5th Edition. Taylor & Francis US. 2003
25. Fokas G, Guo CY, & Tsoi JK. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2019;93:1-8.
26. Güven MÇ, Dayan SÇ, Yıldırım G, & Mumcu E. Custom and prefabricated PolyEtherKetoneKetone (PEKK) post-core systems bond strength: Scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech*, 2020;83(7):804-810.
27. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 2012;28(12):1280-1283.
28. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci*, 2012;258:7213-7218.
29. Rosentritt M, Preß V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig*, 2015;19:739-744.
30. Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, & Lümkmann N. Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate-and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 2017; 19: 331-8.
31. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, MelonRMD, Souza RODA, Bottino M. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Braz Dent J*, 2016;27(6):693-699

32. Liebermann A, Wimmern T, Schmidlin PR, Scherer H, Roos M, & Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J prosthet dent*, 2016;115(3): 321-328.
33. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 2016;22(3): 283-290
34. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*, 2014;112(6):1489-1497
35. Schwitalla AD, Bötel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller WD. The iMPact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*, 2017;33(9): 990-994
36. Schmidlin PR, Eichberger M, Stawarczyk B. Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK. *Dent Mater*, 2016;32(2):305-310.
37. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise selfetching primers to dentine. *J Prosthet Dent*, 2004;32(1): 55-65.
38. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, 2005;13(2): 101-109.
39. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*, 2012;28:102–11,
40. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, & Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral & Implantology*, 2014;7(3):57–70.
41. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 2014;30(5): 564-569
42. Borelli B, Sorrentino R, Goracci C, Zarone F, & Ferrari M. In vitro analysis of residual tooth structure of maxillary anterior teeth after different prosthetic finish line preparations for full-coverage single crowns. *Journal of oral science*, 2013;55(1):79-84.
43. Rodgers MM, & Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical Therapy*, 1984;64(12): 1886-1902.
44. O'Brien, WJ. *Physical properties in dental materials and their selection*. Illinois: Quintessence Publishing Co.1997
45. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 2000;1: 33-58.
46. Analizi ASE. Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2012;11(1):18-23.
47. Rodgers MM, & Cavanagh PR Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical Therapy*, 1984;64(12): 1886-1902.

48. Zaimoğlu A, Can G, ErsoyE, & Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, 1993:515.
49. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, & Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. International Dental Research, 2018;8(2):84-92.
50. Sertgöz A, & Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J prosthet dent, 1996;76(2):165-169.
51. Geng JP, Tan KB, & Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry, 2001;85(6): 585-598.
52. Çalikoğlu S. Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.1992
53. Ulusoy M. Bölümlü AKDHH. Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi. 2003;1:61-4.
54. Çömlekoglu M, Gungor M, Dunder M, Ozcan, M, Gokce B, & Artunc C. Güçlendirilmiş dental seramiklerin vickers sertlikleri ve yük altında kırılma davranışları. Cumhuriyet Dental Journal, 2009;12(2):119-120.
55. Ramoğlu S, & Oğuz O. Finite element methods in dentistry. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2004;24(3):175-180.
56. Craig RG, & Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby, 2002;480:552-553.
57. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, & Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. Journal of dental research, 1976;55(5):772-777.
58. Özer A. Asetal Rezın Kaplı Bireysel İmplant Abutmentların Sabit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımına Etkisi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2014
59. Raut A, Rao PL, & Ravindranath BT. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian Journal of Dental Research, 2011;22(1):140.
60. Van Staden RC, Guan H, & Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2006;9(4): 257-270.
61. Sağesen L. İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri (Doctoral dissertation, Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü).2006
62. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008
63. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. J Prosthet Dent, 2014b;112(5):1278-1288.
64. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent, 2002; 87, 4: 351-363.
65. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic

- reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 2007;18, 3: 73-85.
66. Caputo A A, Standlee J P. *Biomechanics in clinical dentistry*. 1th ed. Illinois: Quintessence Pub. Co; 1987
 67. Najeeb S., Khurshid Z, Matinlinna JP., Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified peek dental implants: Bioactive composites and surface modification—A review. *International Journal of Dentistry*, 2015;(1): 1-7.
 68. Lee JJ, Kwon JY, Bhowmick S, Lloyd IK, Rekow ED, & Lawn BR. Veneer vs . Core Failure in Adhesively Bonded All-ceramic Crown Layers. *Journal of Dental Research*, 2008;87(4):363–366.
 69. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-wolf S, Kern M. ScienceDirect Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) Durability and influence of surface conditioning. 2013;0:357- 363.
 70. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on loadbearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12
 71. Labriaga W, Song SY, Park JH, Ryu JJ, Lee JY, Shin SW. Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *J Adv Prosthodont*. 2018;10(6):408-414.
 72. Alsadon O. Evaluating PolyEtherKetoneKetone (PEKK) Polymer used for fabricating Fixed Prosthodontics. Retrieved from 2019
 73. Hendrik jacob Santing, et al. Fracture strength and Failure Mode of Maxillary implant -supported Provisional Single Crowns: A coMParison of composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and solid Titanium Abutments Viley Periodicals, Inc, 2010
 74. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, RománRodriguez JL, & Fons-Font A. Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 2015;20(1):94.
 75. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. CoMParative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol* 2011; 37: 174–82
 76. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, & Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 2016;20(9):2493–2500
 77. Cekic Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, et al. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J* 2016
 78. Tartuk B.K. Digital ve Geleneksel Ölçü Yöntemleri İle Hazırlanan 3 Farklı Full Molar Kronun İnternal Uyumları Ve Basma Dayanımlarının Karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 2016
 79. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2014;54:184-190.

80. Ghajghouj O, Taşar-Faruk S. Evaluation of Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns with Different Intracoronar Depths and Restorative Materials Luted with Various Resin Cements. *Dent Mater* 2019;12(16):25-28.
81. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K: Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81: 537–52.
82. Güngör MA, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005; 26(2): 107-16.
83. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: Effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation, *J Prosthet Dent*, 1999;81:662-667.
84. Ohya T, Yoshinari M, Oda Y. Effect of cyclic loading on the strength of allceramic materials, *Int J Prosthodont*, 1999;12: 28-37
85. Zaimoğlu A, Can G Sabit protezler, A Ü Dişhek Fak Yayınları, Ankara.2004
86. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim H, & Kim WC. Three dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 2017;61(2):106– 112
87. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25: 94-102
88. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004;92:359-64
89. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-9.
90. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 2004; 92: 551-556
91. Oyar P. Farklı Diş Preparasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2002.
92. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J*, 2013; 32: 189-194.
93. Gulec L., Ulusoy N. Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses. *Biomed Res Int*. 2017.
94. Zhou L, Qian Y. Zhu Y, Liu H, Gan K, & Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater*, 2014a;30(8): e209– e215
95. Zoidis P, & Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J prosthet dent*, 2016;116(5):637-641.

96. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehab.* 2003; 30(1): 60-7.
97. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *Journal of Prosthodontics,* 2000;9,201-209
98. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; 10(5): 459-466
99. Rees J S. Investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil* 2001; 28(5): 425- 32.
100. Friberg B, Dahlin C, Widmark G, Ostman PO, Billstrom C. One-year results of a prospective multicenter study on Bra°nemark system implants with a Ti Unite surface. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:70-5.
101. Ganeles J, Zollner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year 144 results from a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1119–28.
102. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, & Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Imp,* 2000;6(2):77-81.
103. Bathe KJ. Finite element procedures, Prentice-Hall, Engelwood Cliff, 1995.
104. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4) :257-270.
105. Eskitasçioğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik ve Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin “Structural Analysis Program” İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.1991
106. Gümüş HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Degisik Yogunluktaki Kemik Üzerinde Olusturdıkları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karsılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez Programı. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
107. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stres distribution for endosseous implants. *J Oral Imp,* 1997;23(3):104-11.
108. Samir EB. Textbook of orthodontics (2001).
109. Matsushita Y, Kitah M, Misuta K, Ikeda H. and Suetsugu T. Two Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stres Distribution. *J Oral Imp,* 1990;16-1:6-11.
110. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated threedimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomech Eng,* 1990;12(5): 389-97

111. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a marginalped screw implant J Oral Rehabil.2004; 31(3) :233-39.
112. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implantsupported molar crown. J Prosthet Dent, 2004;92(5):434-40.
113. Wakimoto M, Matsumura T, Ueno T, Mizukawa N, Yanagi Y, & Iida S. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. Clinical oral implants research, 2012;23(11):1314-1319.
114. Branemark PI, Zarb GA.and Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence.1985
115. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology. 2003;91:31-6.
116. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: a literature review. J Prosthet Dent. 2005;94:555-60.
117. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. J Periodontol. 2008;79:2166-72
118. Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implantabutment interface. Implant Dent. 2009;18:239-48.
119. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. 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. J Prosthet Dent. 2005;93:38-44.
120. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. Implant Dent. 2010;19:498-508
121. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. J Prosthet Dent. 2018;119:437-445
122. Chaijareenont P, Prakhamchai S, Silthampitang P, Takahashi H, & Arksornnukit M. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. Dent Mater, 2018;37(3):385–392
123. Poiate IA de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. J periodontol, 2009;80,11:1859-67.
124. da Silva BR, Moreira Neto JJ, da Silva FI, Jr., de Aguiar AS. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 2013;16,2:158-64.

125. Huang HM, Ou KL, Wang WN, Chiu WT, Lin CT, Lee SY. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under iMPact loading in various directions. *Journal of endodontics*, 2005;31,10:723-7.
126. Huang HM, Tsai CY, Lee HF, Lin CT, Yao WC, Chiu WT, et al. Damping effects on the response of maxillary incisor subjected to a traumatic impact force: a nonlinear finite element analysis. *J prosthet dent*, 2006;34,4:261-8.



EKLER

EK-1 ETİK KURUL ONAYI

