

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ESTETİK BÖLGEDE KULLANILAN FARKLI HİBRİT
ABUTMENT VE İMPLANT ÜSTÜ KRONLARDA OLUŞAN
STRES DAĞILIMININ 3 BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Sümeyye CANSEVER

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2019**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

“Estetik Bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elamanlar Analizi ile Değerlendirilmesi”

Dt. Sümeyye CANSEVER

Tez Savunma Tarihi : 20.06.2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

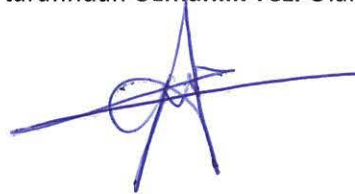
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yurdanur ŞANLI UÇAR

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.



Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekan

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2019

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XVI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplant	4
2.1.1. Dental İmplant Tanımı.....	4
2.1.2. Dental İmplant Tarihçesi	4
2.1.3. Dental İmplant Sınıflandırması.....	6
2.1.3.1. Kemik Seviyesi (Bone-Level) İmplantlar.....	7
2.1.3.2. Doku Seviyesi (Tissue-Level) İmplantlar.....	7
2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları	7
2.1.5. Dental İmplant Kontrendikasyonları	9
2.1.6. Dental İmplant Avantajları	9
2.1.7. Dental İmplant Dezavantajları	10
2.1.8. Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler	11
2.1.9. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	11
2.1.8.1. Yükleme Doğrultusu ve Şiddeti.....	13
2.1.8.2. İmplant ve Protezin Materyal Özellikleri	14
2.1.8.3. İmplantların Yüzey Özellikleri	14
2.1.8.4. İmplant-Kemik Ara yüzü	15

2.1.8.5. Kemik Tipi ve Özellikleri	15
2.1.8.6. İmplantların Makrotasarımı	17
2.1.9. Maksiller Anterior Bölgeye İmplant Uygulaması	18
2.1.10. Dental İmplant Abutment	20
2.1.10.1. Prefabrike Abutmentler.....	20
2.1.10.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler.....	21
2.1.10.3. Seramik Abutmentler	23
2.2. Stres Analizi Yöntemleri	24
2.2.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler	25
2.2.2. Stres Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması.....	29
2.2.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
2.2.2.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi.....	30
2.2.2.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	30
2.2.2.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.2.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	31
2.2.2.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.2.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)	31
2.2.2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları.....	33
2.2.2.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları	34
2.2.2.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İlgili Teknik Kavramlar	35
2.3. Tam Seramik Sistemler.....	39
2.3.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları	40
2.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	40
2.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları.....	40
2.3.4. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları	41

2.3.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırması	42
2.3.5.1. Cam Matriks Seramikler	45
2.3.5.1.1. Feldspatik Seramikler	45
2.3.5.1.2. Sentetik Seramikler	45
2.3.5.1.3. Cam İnfiltre Seramikler	46
2.3.5.2. Polikristalin Seramikler	47
2.3.5.2.1. Alümina	47
2.3.5.2.2. Stabilize Zirkonya	47
2.3.5.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	48
2.3.5.3. Rezin-Matriks Seramikler	49
2.3.5.3.1. Rezin Nanoseramikler	50
2.3.5.3.2. Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks (Polimer İnfiltre Seramik Ağ)	50
2.3.5.3.3. Rezin Ağ Matriks Yapısına Sahip Zirkonya-Silika Seramik	51
2.4. Polieter-Eter-Keton (PEEK)	52
3. MATERYAL ve METOT	54
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	55
3.1.1. Kemiğin Modellenmesi	55
3.1.1. İmplant ve Titanyum Base Abutmentin Modellenmesi	56
3.1.2. İmplant Üstü Hibrit Abutmentler ve Kronun Modellenmesi	59
3.1.4. Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Modellerin Birleştirilmesi	61
3.1.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	62
3.1.6. Yükleme Koşulları	63
4. BULGULAR	64
4.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	64

4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi	68
4.3. Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi.....	76
4.4. Ti-Base Abutmentler Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi	83
4.5. Hibrit Abutmentler Üzerinde Oluşan Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi...	89
4.6. Kronlar Üzerinde Oluşan Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi	94
5. TARTIŞMA.....	100
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	117
KAYNAKÇA.....	118
EKLER	146
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	146
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	147

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan mutluluk duyan, mesleki becerilerimi kazanmamda bana yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Dr. Öğr. Üyesi Hatice ÖZDEMİR, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU, Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA, Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Alper ÖZDOĞAN ve Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ'e,

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarından ötürü AY TASARIM'ın bütün çalışanlarına,

Bu tez çalışmasında değerli vakitlerini ve desteklerini benden esirgemeyen Albert ALTARAS'a ve çalışmada kullanılan tüm implant ve protetik parçaların tedarikini sağlayan Nobel Biocare firmasına (Nobel Biocare Services AG, İsviçre),

Değerli arkadaşlarım, kardeşlerim Dt. Harun Reşit BAL, Dt. Okan KARALAR, Dt. Berkman ALBAYRAK, Dt. Zahide AYDIN, Dt. Ozan Barış AYDIN, Dt. Elif KARDEŞ ve can abim Dr. Firas SULEYMAN' a,

Birlikte çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarım'a

Bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan, büyük bir sabır ve sevgi ile her konuda yanımda olan, desteklerini benden esirgemeyen annem, babam ve kardeşlerime teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Sümeyye CANSEVER

ÖZET

Estetik Bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Amaç: Lityum disilikat, polimer infiltre hibrit seramik (PICN), polieter-eter-ke-ton (PEEK), monolitik zirkonya materyallerinden üretilen hibrit abutmentler ile lityum disilikat implant üstü kronların; implant, ti-base abutment, hibrit abutment, kron , implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşturdukları en yüksek çekme, basma ve von Mises stres miktarları ve dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Materyal Metod: Bone level 3.75 x 10 mm implant ve titanyum base abutmentin, orijinal implant formuna sadık kalınarak bilgisayar ortamında üç boyutlu modelleri oluşturulmuştur. Maksiller anterior sağ santral diş bölgesine titanyum base abutment üzerine gelen hibrit abutment ve kron modellemeleri hazırlanmıştır. Titanyum base abutmentin 2 dişeti seviyesi yüksekliği ve 4 restoratif materyalin (monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik, polimer infiltre hibrit seramik ve polieter-eter-ke-ton) kombinasyonları kullanılarak 8 farklı model oluşturulmuştur. Üst yapı materyali olarak ise tüm modellerde lityum disilikat cam seramik kullanılmıştır. İmplant ve kemik yapı arasındaki bağlantı %100 osteointegrasyon olarak kabul edilmiştir. Modeller üzerine kronun singulumundan implantın uzun aksına 135° açı ile 114.6 N'luk oblik yükler uygulanmıştır. İmplant, titanyum base abutment, hibrit abutment ve kron üzerindeki stres dağılımları von Mises stres değerlerine göre, kortikal ve kansellöz kemik üzerindeki stres dağılımları ise maksimum ve minimum asal gerilim değerlerine göre incelenmiştir.

Bulgular: İmplant, kortikal ve kansellöz kemikte meydana gelen stres dağılımlarının hibrit abutment materyalinin farklı olmasından etkilenmediği görülmüştür. Titanyum base abutmentlerin dişeti yüksekliğinin artmasıyla implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin azaldığı gözlenmiştir. Hibrit abutmentler arasında ise monolitik zirkonyanın en yüksek von Mises stres değerleri gösterdiği gözlenirken PEEK'in en düşük stres değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. PICN materyallerin ise diğer materyallere göre kronlar üzerinde en düşük stres değerleri oluşturduğu saptanmıştır. Tüm bu veriler eşliğinde, elastik modülüsü yüksek materyallerin titanyum base abutment basamağında daha düşük stres değerleri oluşturduğu sonucu ortaya çıkarılmıştır.

Sonuç: Hibrit abutment materyallerinin değişmesinin implant, abutment, çevre kemik doku üzerindeki stres dağılımını değiştirmedeği tespit edilmiştir. Abutmentlerin dişeti seviyelerindeki değişimlerinin stres dağılımları üzerinde etkili olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Hibrit abutment, Sonlu elemanlar stres analizi, Titanyum base.

ABSTRACT

Evaluation of Stress Distribution of Different Hybrid Abutments and Implant Supported Restorative Crowns Used in Esthetic Region by Three-Dimensional Finite Element Analysis

Purpose: The aim of this study was to investigate and compare the maximum tensile, compression and von Mises stress levels caused by hybrid abutments produced with lithium disilicate, polymer infiltrated hybrid ceramic (PICN), polyether-ether-ketone (PEEK), monolithic zirconia and implant-supported e.max crowns. Hence, it's aimed to evaluate distributions of these stresses on the implant, ti-base abutment, hybrid abutment, crown, implant, cortical bone and trabecular bone.

Material and Methods: Bone level, 3.75 x 10 mm implants and titanium base abutment were created in three dimensional models on the computer by adhering to the original implant form. Hybrid abutment and crown modeling on titanium base abutment were prepared for the maxillary anterior right central incisors region. 8 different models were created by combining 2 gingival level high titanium base abutment and 4 restorative materials (monolithic zirconia, lithium disilicate glass ceramic, polymer infiltrating hybrid ceramic and polyetheretherketone). Lithium disilicate glass ceramic was used as crown material. The connection between the implant and the bone structure was accepted as 100% osteointegration. 114.6 N oblique loads were applied to the long axis of the implant at 135° angle over the cingulum of the restorative crown on the models. Stress distributions on implant, titanium base abutment, hybrid abutment and crowns were examined according to von Mises stress values, and stress distribution on cortical and cancellous bone were examined according to maximum and minimum principal stress values.

Results: The stress distribution of the implant, cortical and cancellous bone was not affected by the differentiation of the hybrid abutment material. It was observed that the increase in gingival height of the titanium base abutments decreased the von Mises stress values of the implants. Among the hybrid abutments, monolithic zirconia showed the highest von Mises stress values, whereas PEEK showed the lowest stress values. PICN materials were found to have the lowest stress values on crowns compared to other materials. In the light of all these data, it was concluded that high elastic modulus produced lower stress values on the margin of titanium base abutment.

Conclusion: It has been determined that the change of restorative crown material does not alter the stress distribution on implant, abutment and surrounding bone tissue. Changes in gingival levels of abutments were found to be effective on stress distribution.

Key Words: Finite element analysis, hybrid abutment, titanium base.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al_2O_3	: Alüminyum oksit
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
DOF	: Degree of freedom
GPa	: Gigapaskal
$KAlSi_2O_6$: Lösit
MPa	: Mega paskal
MZ	: Monolitik Zirkonyum
N	: Newton
°C	: Santigrat derece (sıcaklık birimi)
PEEK	: Polieter-eter-keton
PICN	: Polymer-infiltrated ceramic-network (Polimer infiltre ağ yapısı)
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
TEGDMA	: Trietilenglikoldimetakrilat
Ti-base	: Titanyum base
TZP	: Tetragonal Zirkonya Kristalleri
UDMA	: Üretandimetakrilat
Y_2O_3	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum
Zr	: Zirkonyum
Zr_2O_3	: Zirkonyum oksit
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Sirona sistemine ait Ti-Base Abutment.....	23
Şekil 2.2. Üç farklı stres altında oluşan gerilim	26
Şekil 2.3. Poisson oranı formülü Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi	27
Şekil 2.4. Üç boyutlu elemana etki eden asal gerilme değerleri.....	29
Şekil 2.5. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü	36
Şekil 2.6. Seramik Sistemlerin Sınıflandırması.....	44
Şekil 2.7. PEEK Kullanım Alanları.....	53
Şekil 3.1. 1.5 mm dişeti yükseliğindeki Ti-base abutment ile model tasarımı.....	54
Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modeli	56
Şekil 3.3. Kansellöz Kemik Modeli.....	56
Şekil 3.4. Kortikal- Kansellöz Kemik Kompleksi.....	56
Şekil 3.5. Activity 880 Üç Boyutlu Optik Tarayıcı	57
Şekil 3.6. İmplantın Konumu	57
Şekil 3.7. İmplantın Kortikal ve Kansellöz Kemikteki Konumları	58
Şekil 3.8. İmplant ve 3 mm Ti-base.....	58
Şekil 3.9. İmplant ve 1.5 mm Ti-base.....	58
Şekil 3.10. 3.5 mm Hibrit Abutment Modellemesi	60
Şekil 3.11. 2 mm Hibrit Abutment Tasarımı	60
Şekil 3.12. Kron Modellemesi.....	61
Şekil 3.13. Birleştirilmiş Modelim Meshlenmiş Görüntüsü.....	61
Şekil 3.14. Yükleme Koşulları	63

Şekil 4.1. 1.5 mm IPS e.max Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	66
Şekil 4.2. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri.....	66
Şekil 4.3. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	66
Şekil 4.4. 1.5 mm PEEK Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	67
Şekil 4.5. 3 mm IPS e.max Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	67
Şekil 4.6. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	67
Şekil 4.7. 3 mm Vita Enamic Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	68
Şekil 4.8. 3 mm PEEK Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri	68
Şekil 4.9. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları	71
Şekil 4.10. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları	71
Şekil 4.11. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları	71
Şekil 4.12. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları	72
Şekil 4.13. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları	72

Şekil 4.14. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	72
Şekil 4.15. 1.5 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	73
Şekil 4.16. 1.5 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	73
Şekil 4.17. 3 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	73
Şekil 4.18. 3 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	74
Şekil 4.19. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	74
Şekil 4.20. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	74
Şekil 4.21. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	75
Şekil 4.22. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	75
Şekil 4.23. 3 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	75
Şekil 4.24. 3 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	76
Şekil 4.25. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	78

Şekil 4.26. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	78
Şekil 4.27. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan	
Çekme Stresi Dağılımları.....	78
Şekil 4.28. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma..	79
Şekil 4.29. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme	
Stresi Dağılımları	79
Şekil 4.30. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma	
Stresi Dağılımları	79
Şekil 4.31. 1.5 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	80
Şekil 4.32. 1.5 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	80
Şekil 4.33. 3 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	80
Şekil 4.34. 3 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	81
Şekil 4.35. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme	
Stresi Dağılımları	81
Şekil 4.36. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma	
Stresi Dağılımları	81
Şekil 4.37. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	82
Şekil 4.38. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi ...	82

Şekil 4.39. 3 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi	
Dağılımları	82
Şekil 4.40. 3 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi	
Dağılımları	83
Şekil 4.41. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von	
Mises Stres Dağılımları.....	87
Şekil 4.42. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde	
Oluşan von Mises Stres Dağılımları	87
Şekil 4.43. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan	
von Mises Stres Dağılımları.....	87
Şekil 4.44. 1.5 mm PEEK Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von	
Mises Stres Dağılımları.....	88
Şekil 4.45. 3 mm IPS e.max Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von	
Mises Stres Dağılımları.....	88
Şekil 4.46. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan	
von Mises Stres Dağılımları.....	88
Şekil 4.47. 3 mm Vita Enamic Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von	
Mises Stres Dağılımları.....	89
Şekil 4.48. 3mm PEEK Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises	
Stres Dağılımları	89
Şekil 4.49. 3,5 mm IPS e.max Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	91
Şekil 4.50. 3,5 mm IPS e.max ZirCad Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises	
Stres Dağılımları	92

Şekil 4.51. 3,5 mm Vita Enamic Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	92
Şekil 4.52. 3,5 mm PEEK Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	92
Şekil 4.53. 2 mm IPS e.max Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	93
Şekil 4.54. 2 mm IPS e.max ZirCad Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises	
Stres Dağılımları	93
Şekil 4.55. 2 mm Vita Enamic Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	93
Şekil 4.56. 2 mm PEEK Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres	
Dağılımları	94
Şekil 4.57. 1.5 mm IPS e.max Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres	
Dağılımları	96
Şekil 4.58. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von	
Mises Stres Dağılımları.....	97
Şekil 4.59. 1.5 mm Vita Enamic Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises	
Stres Dağılımları	97
Şekil 4.60. 1.5 mm PEEK Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres	
Dağılımları	97
Şekil 4.61. 3 mm IPS e.max Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres	
Dağılımları	98
Şekil 4.62. 3 mm IPS e.max ZirCad Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises	
Stres Dağılımları	98

Şekil 4.63. 3 mm Vita Enamic Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres

Dağılımları 98

Şekil 4.64. 3 mm PEEK Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres

Dağılımları 99



TABLULAR DİZİNİ

Sekil No

Sayfa No

Tablo 3.1. Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları, * Üretici tarafından verilen değerler.	59
Tablo 3.2 Modellerin Düğüm ve Eleman sayıları	62
Tablo 4.2. Kortikal Kemik Çekme ve Basma Stres Değerleri	70
Tablo 4.3. Kansellöz Kemik Çekme ve Basma Stres Değerleri	77
Tablo 4.4. Ti-Base Abutment Basamağında Gözlenen von Mises Stres Değerleri	85
Tablo 4.5. Ti-Base Abutmentın Dişeti Yüksekliğinde Gözlenen von Mises Stres Değerleri	86
Tablo 4.6. Hibrit Abutmentler Üzerinde Oluşan von Mises Stresleri.....	91
Tablo 4.7. Kronlar Üzerinde Oluşan von Mises Stresleri	96

1. GİRİŞ

İmplant destekli sabit protezler uzun dönemli başarıları, fonksiyonu sağlamaları, biyolojik ve mekanik olarak avantajlarından dolayı son yıllarda popüler klinik uygulamalar arasındadır.¹⁻⁶ Bu başarının elde edilmesi ve uzun dönem sürdürülebilmesi için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır.^{7, 8} İmplantlar ve doğal dişler arasında gösterdikleri biomekanik davranışlar açısından farklılıklar mevcuttur. İmplantlar çevresinde, doğal dişlerde mevcut olan periodantal ligament bulunmadığından dolayı direkt olarak kemikle temas halindedirler.^{8, 9} Bu nedenle okluzal kuvvetler çevreleyen kemik yapısına direkt olarak iletilir.^{10, 11} Bu ilişki çevre kemik ve implant üzerindeki stres dağılımını etkiler ki bu da implantın başarısı üzerindeki majör faktördür.¹² Stres ya da enerjinin transferi kemik ile implant arasındaki yüklemenin yönüne¹³, implantın dizaynı ve materyal karakteristiği ya da restoratif kron materyalinin dizaynına ve materyal özelliklerine bağlı olarak etkilenmektedir.¹⁴ Periodantal ligamentin implant kemik ara yüzünde olmamasının sonucu olarak proprioepsiyon azalır ve bu azalma restorasyonlar üzerindeki aşırı kuvvetler ve buna bağlı olarak dental porselendeki chipping¹⁴ metal ya da zirkonya altyapılı^{14, 15} implant üstü protezlerde¹⁶⁻¹⁸ yaygın olarak görülür. İmplant-kemik ara yüzü daha az reziliense sahiptir ya da hiç mikro hareketlilik yoktur, konsantr yük dağılımı kemik rezorpsiyonuna sebep olur ve implant kaybıyla sonuçlanmaktadır.¹⁹ Bu yüzden olabilecek aşırı yüklemelerden kaçınılmalıdır.²⁰ Rezin içerikli restoratif materyaller implant ve kemik üzerindeki stres değerlerinin azalmasını sağlamaktadırlar.²¹

Günümüzde CAD-CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) sistemlerinin kullanımlarının artması, hasta başında kazıma yapılabilen materyallerin yeni gelişmelerine önderlik etmektedir. Bu materyallere son dönemlerde tanıtılan rezin-matris seramikler²² gibi yüksek seramik içerikli organik bir matristen oluşur.²³ Resin nanoseramikler (Lava Ultimate; 3M ESPE, Cerasmart; GC Corp) ve polimer infiltre

hibrid seramik materyalleri (Vita Enamic; Vita Zahnfabrik) gibi birçok rezin matriks seramik materyali kullanımdadır.²³⁻²⁶ Bu yeni CAD-CAM materyallerinin chipping ve kırılmaya²⁵ karşı dayanıklı olmasıyla birlikte çiğneme kuvvetlerini absorbe etmektedir.^{24,}
26

3 boyutlu sonlu elemanlar analizi implant kemik arayüzü gibi kompleks geometriye sahip yapılarda stres dağılımının değerlendirilmesi için analitik bir çözümdür.^{27,28} Sonlu elemanlar analizi, çiğneme kuvvetlerinin implant ve periferik kemik üzerindeki etkisini tahmin etmede yıllardır kullanılan bir yöntemdir.⁷ Farklı sonlu elemanlar stres analizleri, eğilebilir (titanyum implant ve abutment) ve kırılabilir (kortikal kemik ve kansellöz kemik) materyaller üzerinde yürütülmüştür. Sonlu elemanlar stres analizi kullanılan birçok çalışmada farklı restoratif ya da protetik materyaller^{19, 20, 29-33} ve abutment materyallerinin³⁴⁻³⁶ implant ve kemik üzerinde oluşturdukları stres dağılımlarının etkileri incelenmiştir.

Bu tez çalışmasında; implant sistemine ait titanyum-base abutment üzerine yerleştirilen lityum disilikat, polimer infiltre hibrid seramik (PICN), polieter-eter-keton (PEEK), monolitik zirkonya materyallerinden üretilen hibrid abutmentler ve lityum disilikat implant üstü kronlarda; implant, ti-base abutment, hibrid abutment, kron, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmamızın hipotezinde; PICN materyallerinin kırılma ve chipping'e karşı dayanıklılıkları ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etme özelliklerinden dolayı, Vita Enamic materyalinden yapılan hibrit abutmentlerin, implant ve çevre kemik üzerinde oluşturduğu stres değerlerinin daha az olacağı düşünülmektedir. Biyomekanik prensipler göz önünde bulundurulduğunda titanyum base abutmentlerin dişeti yüksekliklerinin

artmasıyla çiğneme kuvvetlerini kendinde toplayarak implant ve çevre kemik üzerinde meydana gelen stres miktarını azaltacağı düşünülmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

2.1.1. Dental İmplant Tanımı

İmplant sözcüğü Latince “in: içerisinde, içerisinde” ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen kelimelerin birleşimiyle meydana gelmiştir. Fonksiyon sağlamak amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir.

İmplant, kelime anlamı olarak, alloplastik materyal, ilaç veya doku gibi materyallerin, alıcı bireyin vücuduna aşılması veya yerleştirilmesi anlamına gelmektedir.³⁷ Dental implant ise mukoza veya periost tabakası altına, kemiğin üstüne veya içerisine yerleştirilen; sabit veya hareketli dental protezlerin retansiyonunu sağlamak veya arttırmak amacıyla uygulanan; alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıtlardır.³⁸⁻⁴⁰

2.1.2. Dental İmplant Tarihçesi

Dental implantasyonun tarihi binlerce yıl öncesine kadar gitmektedir. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabuğu, taş, tahta parçası ve metallere diş şekline getirilmiş parçaların yerleştirildiği, ilk dental implant uygulamalarına sahip kafa iskeletleri bulunmuştur.⁴¹ Yapılan antropolojik keşiflerde; insan ve hayvan dişleri, kemik parçaları, fildişi ve inciye içeren homolog veya alloplastik materyallerden kayıp dişlerin yerine konması girişimlerinin çok erken dönemlere dayandığını göstermektedir.⁴²

Modern anlamda dental implantların tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın sonları ve bu yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve re-implantasyon şeklinde olduğu görülmektedir. Fakat transplantasyon ve re-implantasyon işlemlerinin başarısız olması, implantasyon yaklaşımını gündeme getirmiştir.

Malzeme ve tekniğin gelişmesiyle 1860'larda Lister, aseptikten; 1902'de Lambotle, tantalden; 1912'de Sherman, paslanmaz çelikten ve 1936'da Venable, kobalt alaşımından implant üretmiştir. 1937'de polimetilmetakrilat, 1939'da Strock'un kullandığı vitallium (uzun dönemde başarılı olan ilk implant Cr-Co-Mo alaşımı), 1951'de Leventhal'in kullandığı titanyum, 1960'larda grafit, camsı ve prolitik karbon, 1962'de Smith'in kullandığı alüminyum oksit seramik, 1965'de osseointegrasyon kavramı ile ilk, Branemark'ın kullandığı saf titanyum implant materyali olarak kullanılmıştır.⁴²

Branemark 1960'ların sonlarında, osseointegrasyon fenomenini tanımlamış ve canlı kemik dokusu ile yük altındaki implantın yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak adlandırmıştır.⁴³⁻⁴⁵ Osteointegrasyon tanımı daha sonra Zarb ve Albrektsson⁴⁶ tarafından "Alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik ve rijit bir sabitlenmeyle, fonksiyonel yükleme sırasında kemik içinde devamlılığını koruması" olarak tanımlanmıştır.^{43-45, 47-49} Osseointegrasyon kavramıyla birlikte, titanyum implantların, birinci jenerasyonu olan makineyle işlenmiş düz yüzeyli implantlar, daha sonra ise ikinci jenerasyon olan implantlar geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çalışılmaya başlanmıştır.⁵⁰⁻⁵²

Gelişmeye devam eden titanyum implantlar, implant destekli protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir.^{51, 52} Dental implantların kullanımının artmasının sebepleri olarak aşağıdakiler sayılabilmektedir.⁵³

- Yaşlı nüfusunun uzayan yaşam süresi
- Yaşlanmaya bağlı diş kayıplarının artması
- Sabit bölümlü protez tedavisine kıyasla tek diş implant uygulamalarının başarısının artması
- Tam dişsizliğin anatomik sonuçları
- Hareketli protezlerin performanslarının yetersizliği

- Hareketli bölümlü protez tedavisinin negatif etkileri
- Diş kaybının psikolojik sonuçları ve yaşlanmakta olan nüfusun ihtiyaçları
- İmplant destekli protezlerle elde edilen uzun süreli olumlu sonuçlar
- İmplant destekli protezlerin birçok avantajlarının bulunması

Albrektsson, Branemark ve Zarb implant başarı kriterlerini yeniden tanımlamışlardır. Daha önceki başarı kriterlerine ek olarak mobilite, radyolusensi, vertikal kemik kaybında düşük değerler, semptom varlığı gibi durumların değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.^{48, 49}

- Mobilite
- Ağrı, yabancı cisim hissi, hissizlik gibi bulgular
- İmplant çevresinde supurasyonla birlikte enfeksiyon
- İmplant çevresinde devamlı radyolusent radyografik görüntü
- 5 mm'den fazla sondlama derinliğine sahip diş eti cebi
- Sondlama sırasında kanama
- İlk yıldan sonra yıllık 0.2 mm'den fazla kemik kaybı implant başarısızlığını göstermektedir.^{6, 54-60}

2.1.3. Dental İmplant Sınıflandırması

Dental implantlar uzun yıllardan beri tasarımlarına göre sınıflandırılmaktadır. İmplant tasarımları implantların cerrahi olarak yerleştirilme tekniğine göre adlandırılmaktadır. Son 50 yıldır subperiostal, tranosteal, endoosseal yerleşimli olarak kullanılmaktadır. Diğer implant sistemlerinde artmış enfeksiyon riski sebebiyle günümüzde endoosseal implantlar kullanılmaktadır.⁶¹ Günümüzde çoğunlukla endosteal, solid, silindirik, düz veya vida tasarımlı implantlar kullanılmaktadır.⁶² Endoosseal implantlar da doku ile ilişkilerine göre kemik seviyesinde (bone-level) ve doku seviyesinde (tissue-level) olmak üzere iki gruba ayrılırlar.^{39, 48}

2.1.3.1. Kemik Seviyesi (Bone-Level) İmplantlar

Kemik seviyesinde (bone-level) implantlarda platform, kemik seviyesinde konumlanmaktadır. Bu implantlar kemik içerisinde derine gömüldükleri için herhangi bir metalik yüzey görünmemektedir. Bu da implantın hem estetik bölgede hem de posterior bölgede kullanımına avantaj sağlamıştır. İmplant yüzeylerindeki güncel gelişmeler ve implantın kortikale yakın kısmında konumlanan mikroyivler sayesinde kemik bağlantısında artış olmuş ve buna bağlı olarak krestal kemik yapısı daha stabil hale gelmiştir.⁴⁸

2.1.3.2. Doku Seviyesi (Tissue-Level) İmplantlar

Doku seviyesi (tissue-level) implantlar, pürüzsüz titanyum yüzeyden oluşan bir boyuna sahiptirler. İmplantların platformu genellikle kemik seviyesinin yukarısında konumlanmaktadır. Bu implantların en önemli avantajı, boyun bölgesindeki pürüzsüz yüzeyin, biyolojik aralık genişliğini doldurarak krestal kemikte rezorbsiyonu engelleyecek boyutta olmasıdır. En önemli dezavantajı ise, implantın metal yakasının estetik olmayan bir görüntüye yol açması ve ince fenotipli gingival dokudan yansmasıdır. Fakat posterior bölgelerde, hem estetik alan içinde yer almamalarından hem de gülüş ve konuşma sırasında görülmemelerinden bu implantlar kullanılabilirler.⁴⁸

2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları

Günümüzde, neredeyse bütün dişsizliklerin implant üstü protetik restorasyonlarla tedavileri yapılabilmektedir. Bazı sağlık durumları implant başarısı üzerinde rol oynamaktadır. İmplant başarısı etkileyen birçok lokal ve sistemik faktör bulunmaktadır.⁴⁸

61

Genel olarak aşağıdaki kriterler implant üstü protezlerle tedaviler için yeterli olmaktadır.

- Tam ve kısmi dişsiz hastalar,

- Çene ve yüz defektleri,
- Aşırı rezorbe kret ile karakterize tam diş eksiklikleri,
- Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken hastalar,
- Hareketli protez kullanmayı reddeden hastalar,
- Dişlerini prepare ettirmek istemeyen hastalar,
- Oldukça uzun boşluk içeren sabit protez hastaları,
- Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin oturduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklikler,
- Oral kas koordinasyonu bozuk olan hastalar,
- Protezin stabilitesini bozan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar,
- Tam protezlerden fazla beklentisi olan hastalar,
- Aşırı kusma refleksi olan hastalar,
- Sayısı ve konumu yetersiz destek diş mevcudiyetinde,
- Tek diş eksikliğinde,
- Geleneksel yollarla tedavi edilemeyen hastalar,
- Kalan diş sert dokularının korunması geleneksel tedavilerden daha avantajlı olan hastalar,
- Geleneksel tedavilere göre daha iyi fonksiyonel sonuç elde edilecek hastalar.⁴⁸

61

İmplant endikasyonlarını kısıtlayan durumlar:

- Uyumsuz hasta,
- Yetersiz ağız hijyeni,
- Yetersiz kemik desteği,
- Kemik, oral mukoza veya periodontal dokuları ve iyileşmeyi ve implantın başarısını etkileyen spesifik rahatsızlıklar,

- Bruksizm,
- Makroglossi, kserostomia gibi diğer sistemik rahatsızlıklar,
- Sigara, alkol kullanımı,
- Kemoterapi altındaki hastalar,
- Bifosfonat kullanan hastalar olarak sıralanabilmektedir.^{48, 61}

2.1.5. Dental İmplant Kontrendikasyonları

- Uygun olmayan kemik yapısı,
- Radyoterapi alan hastalar,
- Tümör eksizyonu sonrasındaki evre,
- Metabolizmayı ciddi anlamda etkileyen hastalıklar (kalp ve dolaşım hastalıkları, böbrek, akciğer, kemik ve bağ doku hastalıkları),
- Zayıf immün sistem ve hematolojik sistem hastalıkları,
- Mental kontrendikasyonlar,
- Çene kemiklerinde yetersiz gelişme,
- Hastanın tatmin edilemeyecek estetik beklentileri varsa implant kontrendikedir.⁶¹

2.1.6. Dental İmplant Avantajları

Kron köprü gibi sabit protez ve tam dişsiz ya da parsiyel dişsiz çenelere uygulanan hareketli protez uygulamalarına göre aşağıda belirtilen bazı avantajları bulunmaktadır.⁵³

- Dikey boyutun korunması ve devamının sağlanması
- Yüz estetiği ve kas tonusunun korunması
- Fonasyonun daha iyi olması
- Okluzyonun daha iyi olması
- Proprioseptif duyunun kısmi kazanımı sayesinde çiğneme fonksiyonu daha iyi hale gelmektedir.

- Dokulardan ekstra destek almaya gerek kalmadığından protez hacimlerinde azalma sağlanabilmektedir.
- Stabilitate ve retansiyonun daha iyi sağlandığı hareketli protezlerin yapılabilmesi
- Hastaların daha retantif protezlere sahip olmalarına bağlı olarak özgüvenlerinin artması
- İmplant üstü sabit restorasyonlar estetik ve fonksiyonel olarak hastanın doğal dişi gibi hissedilmektedir.
- Hastalar tarafından kabul edilebilir sabit ve yeterli bir retansiyona sahiptir.
- İmplantlar çevre kemik hacminin korunabilmesine katkıda bulunmaktadır.
- Tek diş eksikliklerinde komşu dişlerde herhangi bir preparasyon gerektirmemektedir.
- Sistemik ya da lokal kontrendikasyon bulunmadığında iyi ya da çok iyi bir prognoza sahiptir.
- Uzun ömürlü bir tedaviye olanak sağlamaktadır.^{51, 61}

2.1.7. Dental İmplant Dezavantajları

İmplantlar yerleştirilmeleri aşamasında cerrahi işleme gerek duymaktadır. İmplant cerrahisi sırasında, anestezi, insizyon, implant yuvası hazırlama, sütür işlemleri aşamalarında cerrahi komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Maksilla da sinüs boşluğu, burun boşluğu gibi, mandibula da inferior alveolar sinir gibi anatomik oluşumlar implant cerrahilerini komplike hale getirmektedir. İmplantların yerleştirilmesinden sonra osteointegrasyon aşamasının beklenmesi hastalar için zaman kaybı olarak değerlendirilmektedir. İki aşamalı implantasyonda hastalar ek cerrahi bir operasyona ihtiyaç duymaktadır.^{51, 61}

2.1.8. Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osteointegrasyon esasen histolojik bir tanım olarak karşımıza çıkmaktadır. Klinikte pratiğinde ise implant ve kemiğin birbirleriyle sıkıca kaynaşması ve mobilite olmaması durumu yani rijit fiksasyon durumu olarak tanımlanmaktadır.

Genel olarak osteointegrasyonu etkileyen faktörler

1. İmplant materyali
2. Kemiğin kalite ve kantitesi
3. İmplantın yüzey özellikleri
4. İmplantın tasarımı
5. Kullanılan cerrahi teknik
6. İmplantın yükleme zamanları ve yükleme koşulları olarak sıralanmaktadır.⁴⁸

2.1.9. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik, canlı sistemlerdeki yapılara uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların verdikleri cevaplarla ilgilenen bilimdir. Biyomekanik, biyolojik sistemlerin yapısal-işlevsel ilişkisini açıklamak için mühendislik kurallarının ve yöntemlerinin insan vücuduna uygulanması ve dokular tarafından verilen cevabın değerlendirmesinde kullanılmaktadır.^{5, 48, 63} Dental biyomekaniğe baktığımızda ise ağız içi yapıların (dişler, kortikal kemik, kansellöz kemik gibi) sahip oldukları biyomekanik dayanım ile dental restorasyonlar arasında fiziksel kuvvetler altındaki ilişkiyi ifade etmektedir.^{5, 38}

Dental implantların en önemli görevi fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerdeki kuvvetleri destek dokulara dağıtmaktır.⁶⁴ İmplant tedavisinin başarısı, var olan kemiğin, implant üst yapıları ile yükleme koşullarının, fizyolojik sınırlarda tutulmasıyla korunması, implantlar ve destekledikleri protezlerin bu yüklere direnç göstermesi ve biyomekanik şartlar altında bütünlüğünün devamına bağlıdır.⁵³ Doğal dentisyon ve implantlar arasında yapısal olarak farklılıklar mevcuttur. Bu farklılık doğal diş köküyle

alveolar kemik arasında bulunan periodontal ligamentin implant çevresinde bulunmamasıdır. Osteointegre bir implant ile kemik dokusu doğrudan temas halindedirler.^{8, 51} Periodontal ligament, doğal dişlere dokuların izin verdiği ölçüde belirgin bir horizontal ve yatay hareketlilik sağlarken osteointegre bir implant kemik içerisinde neredeyse hareketsizdir. Doğal dişler kuvvetler altında 100 µm kadar yer değiştirme yeteneğine sahipken, dental implantlar ise 10 µm kadar bir esneme kabiliyetine sahiptir.^{9, 51} Doğal dişlere gelen kuvvetler periodontal ligament tarafından yükten bağımsız bir şekilde destekleyici kemiğe iletilerek dağıtılır ve diş kuvvetler karşısında kendini korumuş olur.

Dental implantlar da periodontal ligament olmaması sebebiyle okluzal yükler doğrudan kemik üzerine iletilmektedir. Bu yüzden implantlar üzerine gelen okluzal yük değerleri normal yüklerden daha fazla olmaktadır. Protezlere gelen yüklerin, tüm implantlar üzerinde ideal yük dağılımını sağlamak için maksilla mandibular okluzal ilişki çok iyi ayarlanmalıdır.⁵¹ İmplantlarda osteointegrasyon sağlandıktan sonra meydana gelen başarısızlıklar, genellikle hastaların oral hijyen yetersizlikleri ve biyomekanik faktörlerden etkilenmektedirler.^{7, 8, 29, 51} İmplantlardan kemiğe iletilen kuvveti etkileyen faktörler aşağıda sıralanmıştır.⁶⁵

- Yükleme doğrultusu ve şiddeti
- İmplant ve protezin materyal özellikleri
- İmplant yüzey özellikleri
- İmplant-kemik ara yüzeyi
- Kemik tipi ve özellikleri
- İmplantların makrotasarımı
- İmplant sayısı

2.1.8.1. Yükleme Doğrultusu ve Şiddeti

İmplantlar üzerine gelen kuvvetler, implantın dental arktaki pozisyonuna bağlı olarak değişmektedir. Posterior bölgedeki implantlar, daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar ve bu sebeple yüksek risk altındadırlar. İmplant üstü protez tipi de implant üzerine gelen yüklerin doğrultusu üzerinde etkili olabilmektedir. Simante restorasyonların aksine vidalı restorasyonlarda eksen dışı yükler oluşabilmekte ve eksen dışı yükler bükülme momentlerini arttırmaktadırlar.^{8, 53}

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan mekanik kuvvetler protez bileşenleri ve abutmentlar aracılığı ile implantlara iletilmekte oradan da kemik-implant ara yüzeyinde yeniden şekillenme süreci üzerinde rol almaktadır.⁸ Kemik, aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşan basma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken; cismin bir bölümünü kaymaya zorlayan, farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin aynı cisim üzerinde oluşturduğu makaslama kuvvetlerine karşı % 65 oranında daha zayıfken; cisimleri birbirinden ayırmaya çalışan aynı doğrultuda fakat ters yönde cismi etkileyen gerilme kuvvetlerine karşı % 30 daha zayıf mukavemet göstermektedir.^{53, 64}

İmpant yüklenmesi sırasında çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle kuvvetler, implantın uzun ekseni boyunca dağılmamaktadır. Oklüzal yükler çeşitli doğrultularda dağılmaktadır⁸ ve implant üzerine gelen en tehlikeli kuvvetler, lateral kuvvetler olmaktadır. Lateral kuvvetler dönme momentinin etkisiyle implantın boyun bölgesindeki kemik seviyesinde gerilimlere neden olmaktadır.^{66, 67} 2000-3000 μ 'luk bir gerinim kuvveti kemik üzerinde deformatelere sebep olmaktadır. 4000 μ 'luk bir gerinim kuvveti ise patolojik yükleme oluşur ve gerilim ve gerinim dağılımları kemiğin fiziksel tolerans sınırlarını aşar ve kemik-implant birleşiminde mikro çatlak oluşumu gözlenir.⁸

2.1.8.2. İmplant ve Protezin Materyal Özellikleri

İmplantların yapımında birçok biyouyumlu materyal kullanılmaktadır. Materyalin biyolojik ve mekanik özellikleri implant materyali olarak seçilmesinde önemli rol oynamaktadır.⁶⁸ Günümüzde implant materyali olarak çoğunlukla titanyum ve alaşımları tercih edilmektedir.^{69, 70} Titanyumun reaktif bir metal olması sebebiyle hava, su gibi elektrolit ortamlarla teması halinde oksit tabakası oluşmaktadır.⁷¹ Oluşan bu pasif oksit tabaka vücut sıvılarından etkilenmeyip, organik moleküllerle reaksiyona girmemektedir. Titanyum biyouyumlu, gelişmiş mekanik özelliklere ve anti bakteriyel etkiye sahip bir materyaldir.^{69, 72} Ayrıca mevcut implant materyalleri içinde kemiğe en yakın elastisite modülüne sahip materyaldir.⁷⁰

Titanyum implantlardan sonra en çok tercih edilen implant tipi; zirkonya implantlardır. Zirkonya implantlar, çoğunlukla CAD/CAM sistemi ile HIP (Hot Isostatic Pressing) sinterleme yöntemi kullanılarak üretilmektedirler. Tek parça veya çift parçalı zirkonya implant sistemleri mevcuttur.⁷³ Y-TZP (Yttria-Tetragonal Zirconia Polycrystal) mükemmel korozyon ve aşınma direnci olan, bioinert, rezorbe olmayan bir metal oksittir. Yüksek bükülme direncine (900-1200 MPa) sahiptir ve Young modülü paslanmaz çeliğine yakındır. Yüksek kırılma direnci, yüksek radyoaktifitesi, düşük ısı iletkenliği, diş renginde olması, millenebilmesi ve biyouyumluluğun iyi olması gibi avantajlara sahiptir.⁵¹ CAD-CAM teknolojisindeki gelişmelerle beraber birçok dental alanda kullanılmaya başlayan zirkonyum, titanyum implantların estetik dezavantajlarına alternatif sunan bir implant materyali olarak öne çıkmaktadır.⁷⁴

2.1.8.3. İmplantların Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyondaki başarıda implantın makro geometrisinin dışında mikroskobik yüzey özellikleri de büyük önem taşımaktadır. Çünkü kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı ve iyileşme süreci farklı olmaktadır.

İdeal implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması gerekmektedir.⁷⁵

Dental implantlarda titanyum yüzeyleri çeşitli şekillerde pürüzlendirilerek veya kaplanarak titanyum yüzey alanı genişletilmiş olup kemik ile implant arasındaki temas yüzeyi artırılarak primer stabilitenin korunması ve osteointegrasyon olan alan yüzdesinin artmasına katkıda bulunmaktadır.⁷⁶

2.1.8.4. İmplant-Kemik Ara yüzü

Fonksiyonel yükler altında yerleştirilmiş dental implantlarda stabilizasyonun korunabilmesi için implant ve kemik ara yüzünde maksimum miktarda kemik implant teması olmalıdır. Fakat hiçbir zaman kemik implant ara yüzünde % 100 temas meydana gelememektedir. Ayrıntılı görüntülemelerle yapılan analizlerde temas yüzdesinin % 30- % 95 arasında değiştiği görülmektedir.⁷⁷

İmplant kemik ara yüzünde iki ilişkiden bahsedilmektedir; tam implant kemik teması (osteointegrasyon) ve fibröz doku implant ilişkisidir. Erken implant başarısızlıkları genellikle implant kemik arasında fiböz skar dokusu formasyonuna bağlı olarak iyileşmenin ilk fazında görülmektedir.⁶⁰

2.1.8.5. Kemik Tipi ve Özellikleri

Dental implantların yerleştirileceği bölgelerdeki kemiğin yoğunluğu, hacmi ve yapısı; tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, implant seçiminde ve implantların uzun dönem başarısında önemli rol oynamaktadır.⁵³ Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması ile birlikte yeterli kemik yoğunluğuna da sahip olması gerekmektedir. Kemik yoğunluğu primer stabilizasyon ve gerilimlerin kemiğe daha iyi dağıtılması açısından önemlidir.⁷⁸ Yüksek yoğunluktaki kemik aşırı oklüzal kuvvetlere maruz kaldığında görülen rezorpsiyon implantın boyun bölgesinde sınırlı kalırken, düşük yoğunluktaki kemikte

rezorpsiyon alanı implantın apikaline doğru uzanarak implantın kaybına kadar varabilecek komplikasyonlara neden olabilmektedir.⁵³

Lekholm ve Zarb 1985 yılında kemik kalitesine göre yaptıkları sınıflamayı 4' e ayırmışlardır⁴⁹;

Tip 1: Kalın, yoğun, mineralize ve porözitesi az bir kortikal kemikten ibarettir. Homojen kompakt kemikten oluşmaktadır. En çok görüldüğü bölge mental foramenler arasındaki atrofik mandibuladır.

Tip 2: Yoğun ve trabeküler yapısı zayıf spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal tabaka ile karakterizedir. Genellikle atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiği ince kortikal tabaka çevreler. Daha çok anterior maksillada görülür.

Tip 4: Mineralizasyonun çok azaldığı ve trabeküler yapının az olduğu spongioz kemiği çok ince bir kortikal tabaka çevreler. Özellikle maksiller tüberler bölgesinde görülür.⁵³

İmplantlar, ağız boşluğunda maksiller, mandibular kemiklere yerleştirilmektedir. Maksiller kemik mandibular kemiğe göre daha spongioz yapıya sahiptir. Anterior ve posterior maksilla birbirlerinden farklı yapısal özelliklere sahiptir. İmplant ömürleri ağızda yerleştirildikleri bölgelere göre farklılıklar göstermektedir. Anterior maksilla yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşurken, posterior maksilla düşük yoğunlukta trabeküler kemik etrafında, ince kortikal kemik yapısından oluşmaktadır.⁵³ Posterior maksillada kemik yoğunluğunun az oluşu, bu bölgeye yerleştirilen implantlardaki başarısızlık oranını arttırmaktadır.⁵³ Maksiller anterior kemik bölgesine yerleştirilen implantlar mandibular anterior kemik bölgesine yerleştirilen implantlara göre daha yüksek başarısızlık

oranlarına sahiptir.⁷⁹ Bu durumun gerçekleşmesinin sebebi olarak maksiller anterior dişlere uygulanan kuvvetlerin implantların uzun eksenine belirli bir açıyla uygulanması⁸⁰ ve maksiller anterior dişlerin mandibulanın protrusiv ve lateral hareketleri sırasında rehberlik görevi görmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.^{81, 82}

2.1.8.6. İmplantların Makrotasarımı

Dental implant makrotasarımı; implantın uzunluğu, çapı, yiv geometrisi, yüzey özellikleri, boyun ve apikal bölge özellikleri implantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite ve fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önem arz etmektedir.⁵³

Vida tipi implantlar kemiğin daha iyi tolere edeceği kuvvet dağılımı özellikleri sergilerken, silindirik implantlar gelen okluzal kuvvetleri kemiğe makaslama tipi kuvvetler olarak iletmektedir.^{64, 83}

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonları kuvvet iletimini ve implantların etrafındaki kuvvet dağılımını etkilemektedir. Bükülme kuvvetleri altında implantların sayısının, uzunluğunun ve çapının artması biyomekanik davranışı geliştirmektedir.^{8, 53} İmplant çapındaki artış, implantın daha fazla kemik dokusuyla desteklenmesi gerilim değerlerinin azalmasını sağlamaktadır.⁸⁴ Gerilimlerin daha çok implantın boyu bölgesinde toplanması sebebiyle geniş çaplı implant kullanılmasıyla kuvvetler daha dengeli bir şekilde dağıtılacaktır. İmplant çaplarındaki her 0.5 mm'lik artış yüzey alanının % 10-15 oranında artmasını sağlayarak; anatomik durumlar elverdiği sürece tedavi başarısının artmasını sağlayacak önemli bir faktördür.⁵³

İnce kretlerin varlığında, meziodistal mesafenin 7 mm'den daha az olduğu durumlarda veya servikal çapı küçük dişlerin restorasyonunda dar çaplı implantlar ($\leq 3,50$ mm) kullanılabilir.⁸⁵⁻⁸⁷ Okluzal kuvvetlerin fazla olduğu posterior bölgelerde geniş çaplı implanların kullanımı tavsiye edilirken, dar çaplı implantların yalnızca ön bölgelerde kullanımı önerilmektedir.

Farklı uzunluklara sahip dar çaplı implantlarla, geniş çaplı kısa implantların stres dağılımlarının karşılaştırıldığı bir üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, dar çaplı implantların boyun bölgesinde oluşan streslerin geniş çaplı implantlara göre daha yüksek ve daha geniş yayılıma sahip olduğunu gösterilmiştir.⁸⁸

İmplantolojide ilk yıllarda implant uzunluğunun mümkün olduğunda fazla tutularak implant başarısının artırılması yönüyle, anatomik kısıtlamalar ve cerrahi riskler sebebiyle mümkün olacak en kısa implantların kullanılması önerilmektedir.^{53, 89}

Dental implantlar üzerindeki yivler primer stabilizasyonu arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek, implant-kemik ara yüzeyinde gerilimi azaltmak için kullanılırlar ve yükleri kemiğe iletme konusunda biyomekanik açıdan önemli faktörlerdendir. Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı anlamlı bir şekilde büyümekte ve toplam gerilim miktarı azaltılabilmektedir.^{64, 90}

2.1.9. Maksiller Anterior Bölgeye İmplant Uygulaması

Maksillar anterior bölgeye implant uygulamalarında, dokuların uzun dönem sağlıklarını koruyabilmeleri hem iyi bir tedavi planlamasına hem de cerrahi ve protetik aşamalarda uygun olan en iyi işlemlerin yapılmasıyla mümkün olabilmektedir.⁹¹

Konuşma ve gülme esnasında üst dudağın hareketi ve pozisyonu, protetik restorasyonun estetiğini etkilemektedir. Yüksek gülme hattında ise anterior dişlerin kesici kenarları ve servikal bölgeleri ve dişetleri görülmekte iken, düşük gülme hattında dişlerin % 75'inden daha az miktarı görülmektedir.⁹² Düşük gülme hattına sahip bireyler, implant üstü protezlerin uygulamaları yönünden daha avantajlı olmaktadır.

İmplant destekli restorasyonların estetik başarısında implant çevresi yumuşak dokuda yapılan cerrahi ve protetik düzenlemelerin önemi büyüktür. İdeal estetik görünüm için komşu diş ve implant destekli kron arasındaki interproksimal papillaların dişeti ile dolu olması gerekmektedir. İnterproksimal alanlardaki karanlık alan oluşumlarının

önlenmesi ve gülümseme estetiğinin düzenlenmesi için periodontal cerrahi ya da protetik papil şekillendirme teknikleri uygulanmalıdır.^{53, 93}

Komşu yumuşak doku biyotipi implant cerrahisi işlemlerinden önce değerlendirilmelidir. Periodontal dişeti biyotipi ince ve kalın biyotip olarak 2 ye ayrılmaktadır. İnce biyotip cerrahi işlemlere daha duyarlıdır ve dişeti çekilmesiyle cevap vermektedir.^{94, 95} Kalın biyotipli hastalar cerrahi işlemler için daha dayanıklıdırlar fakat işlemler sonrasında, özellikle yüksek gülme hattına sahip hastalarda insizyon izi kalması yönünden değerlendirme yapılmalıdır.⁹⁶ Kalın biyotipli hastalarda papil şekillendirme işlemleri daha kolay yapılabilirken ince biyotipli hastalar bu durumu zorlaştırmaktadır.

İmplantın yerleştirileceği ideal konumlandırma; implant yapılacak sahanın kemik kalınlığına, komşu dişlerle uyumlu bir açı oluşturacak açılanmaya, en iyi servikal bölge estetiğini oluşturacak konuma ve implant üstü protezin çıkış profiline (emergence profile) göre belirlenmelidir. Anterior estetik bölgede, bukkolingual yönde doğru implant pozisyonlandırılması konusunda Misch üç farklı implant açıldırılmasından bahsetmiştir; fasial açıldırma, palatinal açıldırma ve ideal açıldırma.⁵³

Fasiale açıldırılmış implantlar hem estetik hem de biyomekanik prensipler açısından uygun olmamakla birlikte komplikasyon riski daha fazla olmaktadır. Palatinal açıldırılmaya sahip implantlarda ise vestibul konturun fazla olması sebebiyle ağız hijyenin sağlanması bakımından zorluklarla karşılaşmaktadır. İdeal açılanma da ise estetik kazanç büyüktür ve implanta gelen kuvvetler uygunsuz streslere sebep olmamaktadır.⁵³

İmplantın apiko-koronal yerleşimi, estetik ve biyolojik prensipler arasında bir uzlaşma sağlayacak şekilde implant boynu planlanan gingival bitim sınırlarının 3 mm veya daha fazla koronalinde ise kemikte rezorpsiyon ve dişeti çekilmeleri meydana

gelebilmektedir. Bunun sebebi olarak da implant ve bakteriler arasında bariyer görevine sahip biyolojik aralık mesafesinin dikkate alınmaması olarak görülmektedir.⁹⁷

2.1.10. Dental İmplant Abutment

Dental implantın, hareketli veya sabit protetik restorasyonların desteklenmesini veya tutuculuğunu sağlayan protetik parçasına abutment denilmektedir. İmplant abutmentleri; titanyum ve titanyum alaşımları ile seramik abutment materyalleri olarak kullanılabilir.⁹⁸ Seramik ve titanyum implant abutmentleri yumuşak doku cevabı ve marjinal kemik stabilitesi açısından başarıyla uygulanabileceği belirtilmiştir.⁹⁹ Titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilen metal abutmentler, uzun yıllardır biyoyumlulukları ve yüksek başarı oranlarıyla implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat metal abutmentler geniş kullanım alanı bulmalarının yanında estetik bölgelerde dezavantajlı olmaktadır. Özellikle ince fenotip periodontal dokuya sahip hastalarda gri renkleri dişetinden yansıyabilmektedir ve peri-implant dokuların çekilmesine bağlı olarak abutmentler görünür hale gelir ve estetiği olumsuz etkilemektedir.^{98, 100} Estetiğin geliştirilmesi amacıyla, titanyum abutmentlere alternatif seramik abutmentler ve bireysel abutment çözümlerine gidilmektedir.

Abutmentlerin sınıflandırılması temel olarak

1. Prefabrike abutmentler
2. Bireysel olarak hazırlanmış abutmentler olarak 2 ana başlık altında incelenebilmektedir.

2.1.10.1. Prefabrike Abutmentler

Prefabrike implant abutmentleri, hemen hemen her vakada uygulanabilecek, üretici firma tarafından farklı materyallerden hazırlanan, farklı platform genişliklerine, farklı dişeti çıkış profiline, farklı uzunluklara sahip implant ve implant üstü protezler arasında

bağlantıyı sağlayan protetik parçalardır. Prefabrik dayanaklar, titanyum veya estetik alanlarda kullanılmak üzere seramik olarak da üretilebilmektedir.¹⁰¹

Standart abutmentlerin avantajları

- Uygulanması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri çok vakit almaz,
- Kron için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal arklar arası mesafesinin bulunduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlar.¹⁰²

Standart abutmentlerin dezavantajları

- Kron kenarları ile dişeti uyumu iyi değildir,
- Özellikle labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyumlama yapılamayabilir.¹⁰²

2.1.10.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler

Bireysel (custom) abutmentler, her vakada gereksinimlere uygun olarak abutment üretimine olanak vermektedirler. Bireysel abutmentler, üretici firmalar tarafından farklı yöntemlerle, titanyumdan veya estetiğin ön planda olduğu durumlarda seramikten üretilebilmektedir.¹⁰³ Prefabrik dayanaklar ile karşılaştırıldığında, özellikle CAD-CAM teknolojisinin kullanımı sayesinde dayanağın istenilen bölgelerinde maksimum veya minimum kalınlıklar elde edilebilmektedir. Hem titanyum hem de seramik kişisel dayanaklar için üretim sonrası uyumlama ihtiyacı yok denecek kadar azdır ve buna bağlı olarak komplikasyon gelişme riski de kişisel dayanaklarda azalmaktadır.¹⁰¹ Bireysel abutmentler hastanın dişeti konturuna, oklüzyonuna ve implantın arktaki konumuna uygun olarak hazırlanmaktadır.

Bireysel abutmentler son yıllarda kullanımı yaygınlaşan CAD-CAM teknolojisiyle de üretilebilmektedir. CAD-CAM teknolojisi ile oluşturulan bireysel

abutmentler hem prefabrike hem de döküm yoluyla elde edilmiş bireysel abutmentlerin avantajlarını birleştirmektedir.¹⁰⁴ Bu teknoloji sayesinde klinisyen çevre yumuşak dokularla ve dentisyonla uyumlu, doğal görünümlü bir abutment tasarımı ve üretimi gerçekleştirebilmektedir.

Bireysel abutmentler tek veya iki parçalı olabilmektedir. Tek parçalı abutmentler, implant abutment bağlantısı da dâhil olmak üzere tamamen seramik veya titanyum materyal ile üretilebilmektedir. Son yıllarda anterior ve posterior bölgelerde tek diş implant restorasyonları için iki parçalı abutment olarak ifade edilen “hibrit abutment” terimi geliştirilmiştir. Özellikle estetik açıdan önemli bölgelerde, titanyum içyapılar üzerine uygulanan restorasyonların, hem mekanik hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir.¹⁰⁵ Hibrit abutmentler; implanta vida ile bağlanan bir titanyum içyapıdan ve titanyum içyapıya CAD-CAM cihazında bireysel olarak üretilmiş seramik kopingin rezin simanla bağlanmasıyla oluşmaktadır.¹⁰⁶ Hibrit abutmentin titanyum içyapısı, implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken; CAD-CAM’de bireysel olarak hazırlanmış seramik koping doğal çıkış profili ve renge sahip olduğu için estetiği arttırmaktadır.³⁵ Hibrit abutmentlerde titanyum içyapı, implant platformuna ve abutment vidasına direkt olarak temas etmektedir. Bu nedenle, hibrit abutmentlerin, implant-abutment arayüzlerinde deformasyon oluşma riskini azalttığı öne sürülmüştür.¹⁰⁷ Hibrit abutmentler, implant abutment arayüzünde seramik materyalinin kırılma yapısının üstesinden gelmek ve seramik abutmentin titanyum implant arayüzünde oluşturabileceği deformasyon riskinin önüne geçmek için geliştirilmiştir. Tek parça seramik abutmentlerden farklı olarak hibrit abutmentlerin mekanik özelliklerinin daha gelişmiş olması nedeni ile daha yüksek kırılma direncine sahiptirler.^{108, 109}

Günümüzde çeşitli üreticilere ait iki parçalı hibrit abutmentler bulunmaktadır. Çeşitli implantlar ile uyumlu olan Sirona TiBase (Sirona Dental Systems GmbH,

Bensheim, Almanya), MIS Tibase (MIS Implant Technologies Ltd, Misgav, İsrail) ve Straumann Tibase (Straumann Dental Implant System, Waldenberg, İsviçre), Nobel Biocare Universal Base (Nobel Biocare Services AG, İsviçre) bu tip iki parçalı hibrit abutmentlere örnek olarak verilebilir.



Şekil 2.1. Sirona sistemine ait Ti-Base Abutment

2.1.10.3. Seramik Abutmentler

Son dönemlerde, seramik implant abutmentleri estetik ve biyolojik olarak sahip oldukları özelliklerinden dolayı, metal abutmentlere alternatif olarak karşımıza çıkmaktadırlar ve günümüzde kendilerine son derece geniş bir kullanım alanı bulmaktadırlar.¹¹⁰ Seramik abutmentlerin kullanımı, doğal yumuşak doku renginin elde edilmesinde büyük avantaj sağlar.¹¹⁰ Estetik avantajlarının yanı sıra, seramik abutmentlerin bir kısım dezavantajları da vardır. Seramik abutmentler, metal abutmentlere göre daha kırılındır ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdırlar.¹¹¹ Yüksek dayanıma sahip seramik abutmentlerin üretilmesiyle seramik abutmentlerin, mekanik dezavantajları ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.^{110, 111}

Seramik abutmentler, fabrikasyon veya kişiselleştirilebilen formlarda, dental laboratuvarında teknisyen tarafından veya bilgisayar destekli tasarım ve üretim yöntemiyle, zirkonya, hibrit seramik, lityum silikat seramik esaslı olarak üretilmektedir.^{98, 100} Seramik abutmentler, yüksek gülme hattına sahip, dişetinin ince fenotipli olduğu, estetik gereksinimlerin ön planda olduğu vakalarda kullanılabilirler. Seramik abutmentler, estetik özelliklerinin iyi olmasının yanı sıra; iyi cilalanabilir olmasından

dolayı biyouyumlulukları yüksek, korozyon dirençleri ve bakteriyel plak tutunumları düşüktür. Servikal bölgede abutmentin konturu dişeti çıkış profiline “emergence profile” uygun olarak şekillendirilebilmeleri¹¹², estetik ve uyumlu bir protetik üst yapı hazırlanabilmesi yönünden avantaj sağlamaktadır.

Metal abutmentlarda meydana gelen kırıklar genellikle abutment vidasında görülmekteyken, seramik abutmentlarda abutmentin kendisinde oluşmaktadır. Bu nedenle seramik abutmentlarda meydana gelen kırıkların tamiri mümkün değildir. Seramik abutmentların dezavantajlarından biri de titanyum abutmentlara göre maliyetlerinin yüksek olması sayılmaktadır.^{98, 100, 112}

2.2. Stres Analizi Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesini ve cismin uygulanan kuvvetler karşısındaki davranışının belirlenmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir.¹¹³ İmplant tedavilerinin biyomekanik cevabının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem direkt klinik çalışmalardır. Ancak yapıların kompleksliği, intraosseoz yapıların biyomekanik davranışlarının direkt klinik değerlendirilmesini imkânsız hale getirmektedir. Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implant veya dişler aracılığıyla kemiğe ve kemik çevresindeki dokulara iletilmektedir. Ortaya çıkan streslerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir.¹¹³

Protezlerin farklı anatomik ve fizyolojik özellikteki dokular üzerine yerleştirilmesi nedeniyle, materyallerin gücünü ölçmek ve klinik başarısızlıklara sebep olan lokal stresleri öngörmek ve stres dağılımlarının restorasyonlar üzerindeki etkisini ölçmek için çiğneme kuvvetlerinin etkisinin deneysel olarak gösterilmesi gerekmektedir.¹¹³

2.2.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler

Kuvvet: Kütleli cisimlere hareket kazandıran, şekillerini ve yönlerini değiştiren ve durduran etkiye kuvvet denilmektedir. Birimi Newton (N)' dur ve vektörel bir niceliktir. Diş hekimliğinde dişler ve restorasyonlar sürekli değişen değerlerde ve yönlerde kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Çiğneme ve ısırma kuvvetlerinin büyüklüğü bireylerden bireylere farklılık göstermekte ve bu değerlerin 200 ila 3500 N arasında değiştiği gösterilmiştir.⁴¹

Stres (Gerilme): Cisme uygulanan kuvvet, cisim de kuvvetle aynı miktarda ancak kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşturur ve birim alanına uygulanan bu kuvvet miktarına stres denilmektedir. Stres birimi Paskaldır ($Pa=N/m^2$) ve Stres (S) = Kuvvet (F)/Alan (A) formülüyle tanımlanmaktadır.⁴¹ Çalışmalarda ise megaPaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa, 10^6 Pa'a eşit olmaktadır. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlı olmaktadır.⁵³

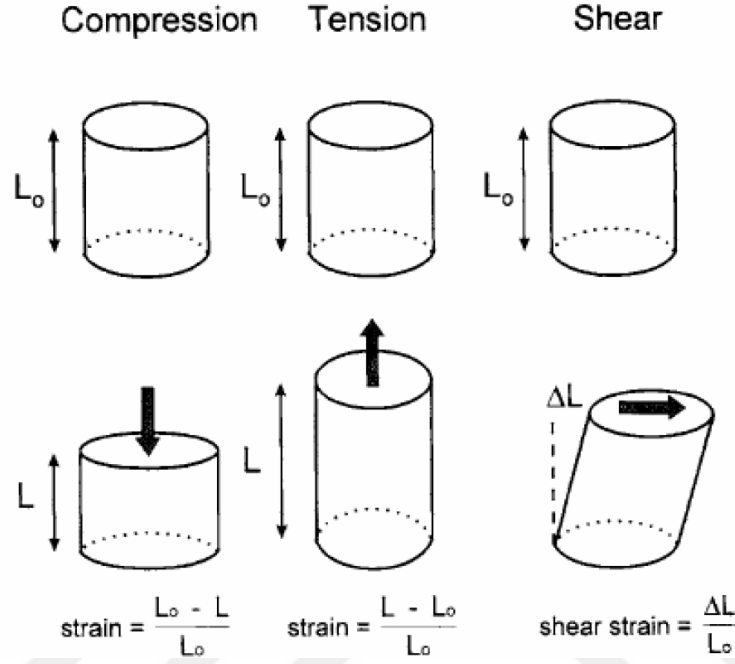
Bir cisme dışarıdan uygulanan herhangi bir kuvvet yapının içinde iç gerilmelere sebep olmaktadır. Bu gerilmeler 3 başlık altında toplanmaktadır; çekme (tensile), sıkışma (compressive), makaslama (shear).¹¹³

Çekme (Tensile) Gerilmesi: Çekme stresleri bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya çalışan aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla meydana gelen gerilmelerdir.⁴¹

Sıkışma (Compressive) Gerilmesi: Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilmedir.⁴¹

Makaslama (Shear) Gerilmesi: Bir cisme farklı düzlemlerde, ters yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kaymasıyla meydana gelen gerilmelerdir.⁴¹

Kortikal kemik tarafından en iyi şekilde tolere edilebilen ve implant kemik ara yüzünün oluşumunda pozitif etkisi olan gerilmeler basma gerilmeleridir. Molekülleri birbirinden ayırmaya çalışan çekme gerilmeleri ise implant kemik ara yüz bağlantısı üzerinde negatif bir etkiye sahip olmaktadır.⁵³



Şekil 2.2. Üç farklı stres altında oluşan gerilim

Gerinim (Strain): Cisme gerilim uygulandığında cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişime denilmektedir. Gerinim ve gerilme birbirinden farklı nicelikler olmakla beraber bir cisme kuvvet uygulandığında gerilim oluştuğunda gerinim de oluşmaktadır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece büyüklüktür.¹¹³⁻¹¹⁵ Yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler cisimde gerilim oluştururken, atomlar arasındaki yer değiştirme derecesi de gerinim olarak adlandırılabilir.^{116, 117}

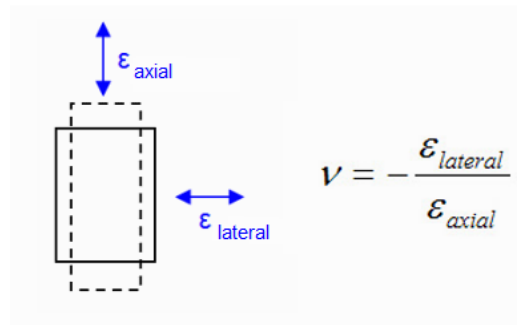
Gerinim elastik, plastik, hem elastik hem plastik deformasyon şeklinde olabilmektedir. Materyale uygulanan kuvvet sonrasında, kuvvetin kaldırılmasıyla materyal eski haline dönüyorsa bu deformasyon elastik deformasyondur. Plastik deformasyonda ise kalıcı değişiklikler meydana gelmektedir. Meydana gelen stresin

bileşke kuvveti aştığı durumlarda atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya ulaşılır ve cisimde kopmalar ve kırılmalar gözlenebilir.^{115, 118}

Elastisite Modülü (Young Modülü): Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanmaktadır ve birimi GPa'dır. Elastisite modülü cismin elastik sınırlar içerisindeki sertliğidir.⁴¹ 1 mm²'lik kesit alanında malzemenin birim boyunu bir kat arttırmak için uygulanması gereken kuvvettir.¹¹⁹

Yüksek elastisite modülüne sahip cisimler, aynı kuvvetler uygulandığında düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır.¹¹³ Elastisite modülünün artışı cismin katılığının da arttığının göstergesidir.⁴¹ Yüksek elastisite modülüne sahip cisimler rijid, düşük elastisite modülüne sahip cisimler esnek materyallerdir. Materyallerin elastisite modülü kendilerine özgü olmaktadır.⁶²

Poisson Oranı: Elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı *Poisson Oranı* (ν) olarak tanımlanır. Bütün malzemeler için Poisson oranı 0-0.5 arasında bir değer olarak tanımlanmaktadır.^{113, 114} Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve poisson oranı daha yüksek olur.⁴¹



Şekil 2.3. Poisson oranı formülü Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

Linear (lineer, doğrusal) Elastik Cisim: Bir materyalde stres ve strain ilişkisinin (gerilme ve birim uzamanın) doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe elastisite modülü ve poisson oranı ile ifade edilmesidir.¹¹⁴ Elastik cismin özelliği,

bir stres altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra bu stres ortadan kalktığında kendi orijinal şekline ve düzenine dönmesidir.¹²⁰

Non-linear (lineer olmayan, doğrusal olmayan) Elastik Cisim: Stres ve strain arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır.¹²¹ Non linear analiz doğrusal statik modelle çözülemeyen gerçekçi durumlardaki stres ve straini tahmin etmede doğru bir tercih olduğu söylenmektedir.¹²²

Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strenght/Yield Point): Plastik deformasyonun başladığı ölçülebilen en küçük gerilme değeridir. Dental titanyum implant alaşımlarının son elastik deformasyon noktası 1119 MPa'dır.¹¹⁴

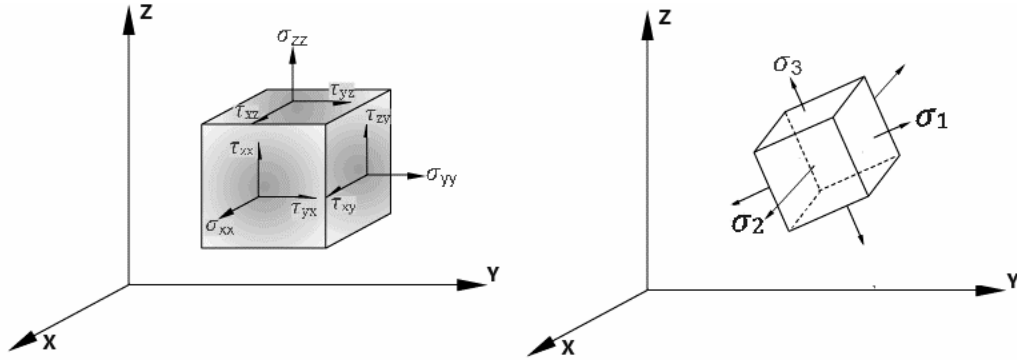
İzotrop ve Anizotrop Cisim: Üç asal eksen yönünde (x,y,z), benzer elastik özellikler gösteren cisimler izotrop, farklı elastik özellikler gösteren cisimler ise anizotrop cisim olarak tanımlanmaktadır. İzotrop cisimlerin elastiklik özellikleri elastik modül ve poisson oranıyla ifade edilmektedir.⁷ Anizotrop cisimler farklı eksenlerde farklı elastik özelliklere sahiptirler.⁷

Homojen Cisim: Cisim içerisinde elastik özelliklerinin noktadan noktaya değişmediği kabul edilen cisimlerdir.¹¹⁴

Asal Gerilme (Principle Stres): Üç boyutlu bir eleman x,y,z düzlemlerinde kuvvetlere maruz kalmaktadır, bu kuvvetlerden ikisi makaslama tipi kuvvettir. Bu elemanlar da en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumlarda gözlenmektedir. Üç boyutlu bir eleman bu konumda olduğunda oluşan basma ve çekme stresleri “asal gerilme” adını almaktadır.

Asal gerilmeler; minimum, ara ve maksimum asal gerilmeler olmak üzere üçe ayrılırlar. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir. Bu değerler; “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanmaktadır. “ σ_1 ” en yüksek

çekme streslerini temsil eder, pozitif bir değerdir; “ σ_3 ” ise en yüksek basma streslerini temsil eder ve negatif bir değerdir.¹²³



Şekil 2.4. Üç boyutlu elemana etki eden asal gerilme değerleri

Von Mises Gerilmesi: Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, Yield noktasını aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki gibi formülize edilmiştir.¹²³

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

2.2.2. Stres Analiz Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Stres analiz yöntemleri 7 gruba ayrılmaktadır.

1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi^{62, 113}

2.2.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olmakla birlikte analizinin yapılması istenen cismin, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli hazırlanır. Polariskop cihazı

yardımıyla belirli yükler altında, yüklenmiş modelden alınan kesitlerde izokromatik çizgiler görülür, bu çizgiler kuvvetin lokalizasyonu ve yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Çizgi sayılarının fazlalığı, gerilim büyüklüğünün de yüksekliğinin göstergesidir. Çizgiler birbirlerine ne kadar yakınsa gerilim o kadar da büyüktür. Bu yöntemle; muhtemel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvetin etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgeleri tespit edilebilmektedir.¹²⁴

2.2.2.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer cihazlar; malzemenin yük altında şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan cihazlardır. İn vivo ve in vitro şartlar altında statik ve dinamik yüklemelerde gerinim ile ilgili sonuçlar edilmesini sağlamaktadır.^{125, 126} Klinik yükleme esnasında in vivo ölçüm yapan tek yöntem strain gauge yöntemidir. Strain gauge yönteminde incelenecek bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilir ve protezler üzerine kuvvet uygulanmaktadır.⁶² Gerinim ölçer boyutlarının küçük olması sebebiyle küçük materyaller üzerinde kullanımlarıyla sınırlı olmaktadır. İmplant biyomekaniğinin anlaşılması açısından gerinim ölçer kuvvet analizi yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.⁸

2.2.2.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz türünde; kuvvet dağılımının inceleneceği materyal üzerine özel bir vernik püskürtülür ve fırınlanır. Sonrasında cisme kuvvet uygulanır ve vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik bir şekilde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar gözlenir. Çatlakların sık olması kuvvetin etkisine en çok maruz kalınan bölgeyi göstermektedir.^{120, 127}

2.2.2.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bir cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Test modeli üzerinde herhangi bir hasara yol açmadan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey

deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanarak, kaydedilebildiği hassas bir yöntemdir.⁶²

2.2.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotrop bir materyale yük uygulanmasıyla birlikte ısıda oluşan periyodik değişimler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılı olmaktadır.⁶²

2.2.2.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemde; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, gerilimölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır.^{62, 120}

2.2.2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) 1960'lı yıllarda havacılık ve uzay endüstrisinde karşılaşılan problemlerin çözümü için ve komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözüme kavuşturulmasında kullanılan bir yöntemdir.¹²⁰ Yöntemin temelinde devamlı ortamlar daha küçük parçalara ayrılarak, biyomekanik sistemin matematiksel modelinin oluşturulmasıyla parçalar ve elemanlar olarak ifade edilmesi yatmaktadır.⁶² Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilere sahip sistemlerde karmaşık mekanik problemlerin analitik olarak çözümüne imkân veren sayısal (numerik) bir yöntemdir. Kararlı rejimli, değişken rejimli, linear (lineer), non-linear (lineer olmayan) durumlar için stres (gerilim) analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilmektedir.^{42, 120, 127}

SESA, dental yapıların karmaşık geometrileri sebebiyle diş hekimliği alanında geniş çalışma alanı bulmuştur. Sonlu elemanlar stres analizi, klinik problem çözümleriyle birlikte ve uygulama öncesi bilgi vermesi yönünden oldukça faydalı olmaktadır.

Diş hekimliğinde; dental materyal (kompozit rezinler, simanlar, seramik sistemler, postlar) yapılarının incelenmesi, dentin, mine, sement gibi diş dokularının yapısal incelemesi, maksillofasiyal yapılar mekaniği (maksilla, mandibula kırıklarının fiksasyonu ve osteotomileri, temporomandibular eklem biyomekaniği, periodontal ligament ile dental implant materyalleri) ile ortodontik tanı ve tedavi modelleri ve apereyleri gibi birçok alanda, sonlu elemanlar stres analizi kendine yer bulmuştur.¹¹³ Dental materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve yapılarda oluşan gerilmenin hangi noktada, ne kadar miktarda olduğunun belirlenmesi amacıyla kullanılan sonlu elemanlar stres analizleri kuvvet altında materyal davranışları hakkında bilgi veren öncül analizlerdir.^{51, 128}

SESA yönteminde problemler, daha küçük şekilsel fonksiyonlar kullanılarak, basit elemanlara ayrılarak, varyasyonel prensiplere dayanarak tespit edilmektedir.^{7, 42, 120, 127} SESA üç aşamalı bir yöntemdir. İlk aşamada kuvvet karşısında davranışı incelenecek yapının geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayar ortamında modellenmesi yapılır, burada iki konu önemlidir. Birincisi sınır koşulları, ikincisi ise düğüm sayısıdır. Bu iki etmen, yapının küçük alt bölümlere ayrılması ile doğrudan ilişkilidir ve ne kadar küçük ünitelere ayrılabilirse analiz de o kadar gerçeğe yaklaşmaktadır. İkinci aşama analiz ile ilgili gerekli ve yeterli verinin yüklenmesidir. Bu veriler: her farklı elemanın elastikiyet modülü ve poisson oranı, düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır. Bu değerler bütün oluşturulan yapılar için özgün olmalı ve kuvvet bilgileri gerçeği yansıtmalıdır. Son aşama analizin çözümlenmesinin yapılmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlenmesinden yapının tümünün çözümlenmesine ulaşılmaktadır. Burada

etmen düğüm noktalarındaki elde edilen değerlerdir. Bu nedenle ne kadar çok düğüm noktası varsa o oranda gerçeğe yakın sonuç alınabilir. İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir element ağı (mesh generation) oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile tüm yapıların iç gerilmelerinde şekil değişiklikleri elde edilir.¹²⁷

2.2.2.2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları

- Düzgün geometriye sahip olmayan karmaşık geometriye sahip cisimler kolaylıkla modellenebilir.
- Kullanılan yazılımlar sayesinde cisimlerin gerçeğe yakın modelleri oluşturulabilir.
- Değişik malzeme özelliklerine ve geometrik yapılara sahip cisimler ek bir probleme sebep olmadan rahatlıkla çözümlenebilir.
- Bağlantı noktaları fazla olan cisimlerin veya köşeleri olan cisimlerin analizleri zorluk çekilmeden yapılabilir.
- Gerilme dağılımları ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Analiz sonuçları kısa bir süre içinde elde edilebilir.
- Sınır şartlarının uygulanması kolay olmaktadır.
- Sonlu eleman analiz metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkin şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan hassas sonuç vermektedir.^{119, 127}

2.2.2.2.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları

- Analizler için kullanılan yazılım programlarının maliyetleri oldukça fazladır ve yazılımların gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak güncellemelerinin yapılması gerekmektedir.
- Lineer elastik bir stres analiz yöntemidir. Canlı ve cansız yapılar gerçek şartlar altında, yük uygulandığında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon gösterecek sınırlar içerisindedir.⁷
- Diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda kullanılan doku ve materyaller, homojen ve izotropik olarak kabul edilir. İzotropik materyaller bütün doğrultularda aynı özellikleri gösterirler ve gerçekte hiçbir materyal % 100 homojen ve izotropik değildir.^{7, 129}
- Modellemede, çözüm sürecinin gerçekleştirilebilmesi için belirli varsayımlardan yararlanılmaktadır. Örneğin; histolojik kesitlerde kemik implant teması % 100 olmamasına rağmen¹³⁰ analizin yapılabilmesi için % 100 kabul edilmektedir. Kemik implant arayüzü teması; implantın yüzey pürüzlülüğüne, implant yüzeyinin kaplandığı materyalin özellikleri başta olmak üzere birçok faktörden etkilenmektedir.¹²⁹
- Kemik dokusu ve implant dizaynları karmaşık geometrik yapılardır, bu yüzden doğru bir şekilde üç boyutlu modellere aktarılmasında zorluklarla karşılaşmaktadır. Doğru bir analiz için matematiksel modeller, gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır. Üç boyutlu modellemelerle, iki boyutlu modellemelere göre daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilmektedir.¹²⁸

- Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi uğraştırıcı ve zordur, hesaplanan değerler kesin olarak alınmamalı, yükleme altında yapıların gerilme stres dağılımlarının değerlendirilmesi yapılmalıdır.^{45, 131}

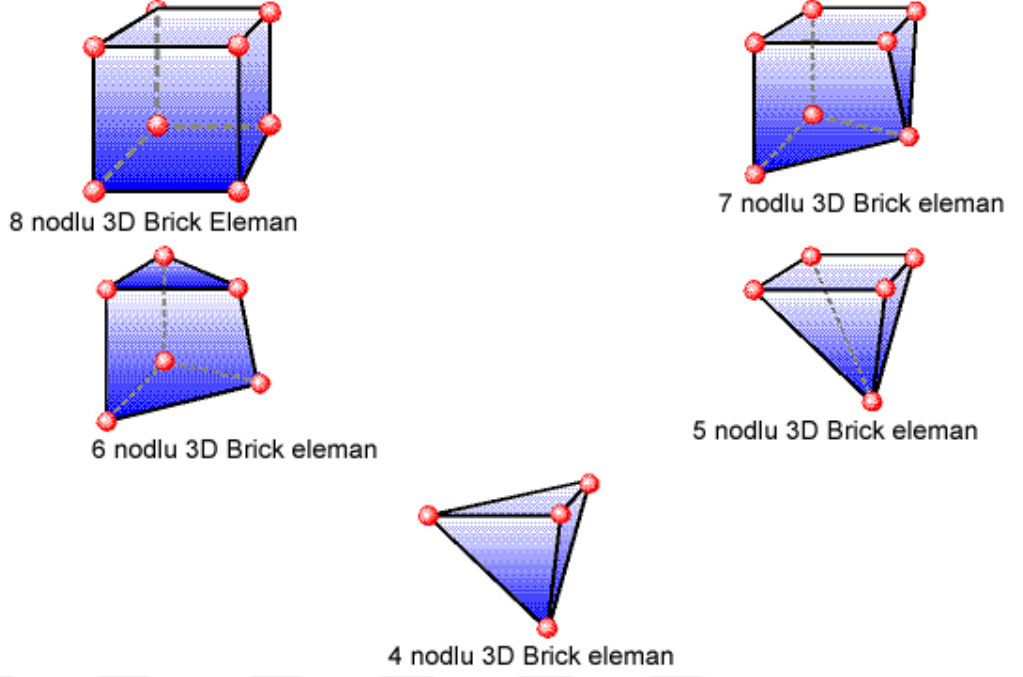
2.2.2.2.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İlgili Teknik

Kavramlar

SESA yönteminin daha iyi anlaşılabilir olması için ve uygulanması esnasında bazı temel kavramların bilinmesi gerekir. SESA hem üç boyutlu hem de iki boyutlu olarak modellenmektedir. Üç boyutlu modelleme dental yapılar da ve dokularda daha kesin sonuçlar vermesi yönünden daha çok tercih edilmektedir.^{7, 8, 113}

Eleman: Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modeller, sonlu sayıda “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir, fakat hata ihtimalinin de artmasına sebep olmaktadır.⁷ Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde elemanlar, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak, geometrilerine göre üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak sınıflandırılmaktadır.⁷

Düğüm: elemanlar belli noktalarda birbirlerine bağlanırlar ve bu noktalara “düğüm” adı verilmektedir. Düğüm noktalarının, belirli noktalardan hareketsiz bir biçimde sabitlenmesi gerekmektedir.^{113, 132}



Şekil 2.5. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü

Ağ Yapısının Oluşturulması: Düğüm noktaları ve elemanların koordinatları, ağ oluşturma işlemiyle oluşturulur. Ağ oluşturulması programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi bilgisayar kullanıcısı da ağ üretebilmektedir. Bilgisayar kullanıcısı aracılığıyla girilen bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğümleri ve elemanları sıralamakta ve numaralandırılmalarını sağlamaktadır. Modelin en iyi şekilde elde edilmesi küçük parçalara bölünmesiyle olmaktadır.^{113, 132}

Ağ oluşturmada modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Ağ oluşturma işleminden sonra, cismin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturulabilmektedir.^{113, 132}

Sınır Koşullarının Oluşturulması: Sınır şartları, streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsamaktadır. Modelin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin modelin hangi bölgesinden uygulandığını göstermektedir.^{7, 113, 129} Analizi yapılacak cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenmektedir.¹¹⁹

Geometri ve Katı Modelleme: Analizlerin yapılabilmesi için yapılacak ilk işlem, kullanılacak materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak matematiksel modellerinin oluşturulması aşamasıdır. Katı modellemenin yapılmasıyla cismin iç ve dış geometrik yapısı birebir bilgisayar ortamına aktarılmalıdır. Böylece, ağırlık ve moment gibi değerler hesaplanabilirken, farklı kesitler de cisme ait iç geometri detaylı bir şekilde görüntülenebilmektedir.^{7, 113} Cisimlerin katı modellerinin elde edilebilmesi için hızlı veri işlem gücüne sahip bilgisayarlar ve bilgisayar destekli tasarım programları kullanılmaktadır.

Verilerin Analiz Programına Yüklenmesi: Oluşturulan matematiksel modellerdeki farklı yapıların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları tanımlanmalıdır. İncelenecek materyallerin elastisite modülleri ile poisson oranları birincil olarak programa tanımlanmalı, analizin incelediği konuya göre genleşme katsayısı, termal iletkenlik, sürtünme katsayısı gibi değerler de kullanılmaktadır. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenmelidir.¹³³ Matematiksel modeli oluşturan her eleman, analizi planlanan ana modelin tüm özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında gösterdikleri tepkiler yapının bütününe taklit etmektedir.

Sonuçların Değerlendirilmesi: sonlu elemanlar stres analizinin yorumlanması aşamasında, kemik ve implantın geometrisi, materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları, sınır koşulları ile osteointegrasyon derecesi sonuçları etkilemektedir.⁷ Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analiz yapılması mümkün olmamaktadır.^{7, 119, 127} Elde edilen sonuçlarda önemli olan doğru kesitlerin alınmasıyla birlikte, düğüm noktalarındaki stresler hassas bir incelemeye tabi tutularak, diğer örneklerle karşılaştırmalı değerlendirme yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmeye

çalışılmaktadır. SESA yöntemin de elde edilen sayısal sonuçlar çok doğru değerler vermemekle birlikte stresin hangi noktalarda toplandığının bilgisi ve ne kadar olacağıyla ilgili bilgilere ulaşılabilir. ¹³⁴

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluş an stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi σ ile sembolize edilir) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edilir) olmak üzere iki grupta toplanır. Bir adet üç boyutlu stres elemanına x,y,z düzlemlerinde bir adet normal, 2 adet kesme stresi etki etmektedir. Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere “principle stres” denir. Principle Stres; maksimum asal gerilme, intermediate asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılmaktadır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler sıraya konulacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkmaktadır.

σ_1 : Maksimum asal gerilimi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum asal gerilimi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve

minimum asal gerilmenin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşmaktadır. Von Mises stresleri, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplaması yapılabilir.

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

Bu sayede arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan makaslama streslerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da fikir vermektedir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur.¹³⁵ Yani ara yüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan von Mises stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ancak biyomekanik faktörler her bireyde farklılık gösterdiği için çıkan sonuçların sayısal olarak değerlendirilmesi yanlış olmaktadır. Bu sebeple von Mises stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla incelenmelidir.

2.3. Tam Seramik Sistemler

Tam seramik sistemler, biyouyumluluklarının yanı sıra, estetik özelliklerinin çok iyi olmalarıyla günümüzde anterior bölge restorasyonlarında sıklıkla tercih edilir olmuşlardır. Tam seramik sistemler metal seramik sistemlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Tam seramik sistemler de tüm porselen yapısı güçlendirilmeye çalışılmıştır.¹³⁶

2.3.1. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları¹³⁷⁻¹³⁹

- Anterior bölgede estetiğin önemli olduğu vakalarda,
- Renklenmiş ve malpoze dişlerde
- Minimal çapraşıklıkların olduğu, estetiğin düzeltilmesi gereken vakalarda
- Doğumsal ve kazanılmış diş eksikliklerinin restore edileceği durumlarda
- Diastema vakalarında
- Metal alerjisi olan hastalarda
- Black sınıf 1,2,3,4,5 kavitelerde
- Abrazyona, atrizyona ve erozyona uğramış dişlerin restorasyonlarında
- İmplant ve abutment yapımında
- İmplant üstü kron - köprü restorasyonlarında tam seramik sistemlerin kullanımı endike olmaktadır.

2.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları¹³⁷⁻¹³⁹

- Kısa kron boyuna sahip dişler
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığa sahip bireyler
- Derin kapanış gibi okluzal bozukluk durumlarında
- Periodontal hastalığı mevcut, klinik kron boyların restore edilemeyecek kadar fazla olduğu dişler
- Preparasyon sonrası interokluzal mesafenin 1-2 mm den az olacağı vakalar
- Aşırı okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgeler
- Travmatik sporla uğraşan kişiler
- Oral hijyenin sağlanamadığı durumlar kontrendikasyon oluşturmaktadır.

2.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları

- Biyouyumlu materyaller olduklarından dolayı dişetlerinde irritasyona, renk değişimine ve alerjik reaksiyonlara sebep olmazlar.

- Işık geçirgenlikleri doğal diş yapısını taklit etmektedir, bu yüzden oldukça estetik materyallerdir.
- Isısal genişleme ve ısı iletkenlikleri doğal dişlere benzerdir
- Metal seramik restorasyonların ısı iletkenliklerin daha az miktarda ısı iletkenliği sahiptirler ve pulpayı koruyarak, hassasiyetlerin önüne geçerler.
- Renk ve boyutsal stabilitelerini uzun yıllar koruyabilirler.
- Aşınmaya karşı dirençleri yüksektir.
- İyon salınımı ve korozyon yönünde dezavantaja sahip olmadıklarından dolayı ağız için tat değişikliklerine sebep olmazlar.
- Doğal diş renginin yakalanmasıyla birlikte supragingival kesimler yapılmasına olarak sağlarken ölçü alım işlemleri kolaylaşır ve simantasyondan sonra hem hekimin bölgeyi temizlemesi hem de hastanın temizliği daha kolay yapması sağlanmış olur.
- Sıkışma tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdırlar.

2.3.4. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları¹³⁷⁻¹³⁹

- Tam seramik materyallerin kırılma dayanıklıkları düşüktür, klinik uyumlamaları zaman alıcı ve dikkat gerektirmektedir.
- Gerilme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdırlar.
- Ekonomik malzemeler değildir, özel ekipman ve teknik hassasiyet gerektirir.
- Diş kesiminde daha ayrıntılı ve hassas olunmalıdır, andırkat, sivri kenar ve köşe alanlarının kalması kırılmalara yol açabilmektedir.
- Her tam seramik sistemi posterior bölge uygulamasına ve uzun köprü yapımına izin vermemektedir. Vakaya uygun tam seramik materyalinin seçilmesi gerekmektedir.

2.3.5. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırması

Tam seramik sistemlerin, iletişimsel ve eğitimsel amaçlarının yanı sıra güncel materyallerin takip edilebilmesi amacıyla sınıflandırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yüzden birçok sınıflandırma yapılmıştır. Literatürde tam seramik sistemler için klinik endikasyon, kompozisyon, asitlenebilme, üretim metotları, fırınlama dereceleri gibi farklı konularda, farklı sınıflandırmalar mevcuttur.¹⁴⁰ 2011 yılında, rezin matriks yapısına sahip rezin kompozitlerin tanıtılması, ardından CAD-CAM “hibrit seramikler”, “rezin nanoseramikler” , “güçlendirilmiş kompozitler” gibi seramik ve polimer yapılarını bünyesinde barındıran materyallerin yeni sınıflamaları yapılmıştır.¹⁴¹ Gracis ve ark.²³ tam seramik ve seramik benzeri materyalleri 3 ana gruba ayırmışlardır.

1. Cam-matriks seramikler: Cam fazı içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
2. Polikristalin seramikler: Cam fazı içermeyen, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
3. Resin-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi yoğunlukla inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri

Araştırmacılar bu grupların da alt gruplarını oluşturmuşlardır.²³

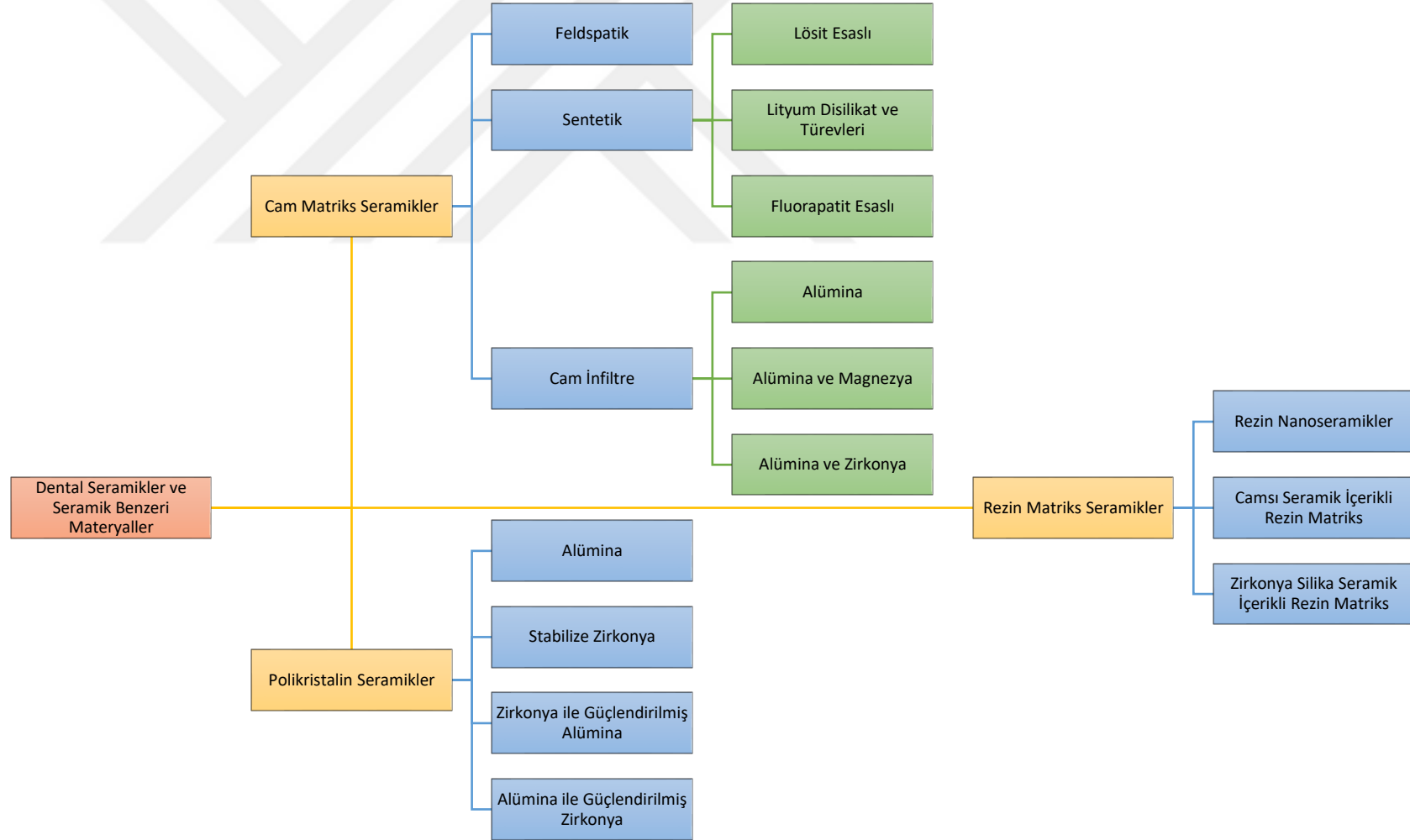
1) Cam-matriks seramikler

a) Feldspatik seramikler (IPS Empress Esthetic, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident, ABD)

b) Sentetik seramikler

i) Lösit içerikli (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, ABD; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Kuraray Norikate Dental Inc, Japonya)

- ii) Fluorapatit içerikli (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
- iii) Lityum disilikat ve türevleri (3G HS, Pentron Ceramics, ABD; IPS e.max CAD; IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Obsidian, Glidewell Laboratories, ABD; Suprinity, Vita, Almanya; Celtra Duo, Dentsply, ABD)
- c) Cam-infiltré seramikler
 - i) Alümina (In-Ceram Alümina, Vita, Almanya)
 - ii) Alümina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Almanya)
 - iii) Alümina ve zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita, Almanya)
- 2) Polikristalin seramikler
 - a) Alümina (Procera AllCeram, Nobel Biocare, İsviçre; In-Ceram AL, Vita, Almanya)
 - b) Stabilize zirkonya (Nobel Procera Zirkonya, Nobel Biocare, İsviçre; Lava/Lava Plus, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; In-Ceram YZ, Vita, Almanya; Zirkon, DCS, ABD; Katana Zirconia ML, Noritake, Japonya; Cercon ht, Dentsply, ABD; Prettau Zirconia, Zirkonzahn, ABD; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Zenostar, Wieland, Almanya)
 - c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- 3) Rezin-matriks seramikler
 - a) Rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Cerasmart, GC, Leuven, Belçika)
 - b) Cam seramik içeren ağısı rezin matriksi (Enamic, Vita, Almanya)
 - c) Zirkonya-silika seramik içeren ağısı rezin matriksi (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Shofu Block HC, Shofu, Japonya)



Şekil 2.6. Seramik Sistemlerin Sınıflandırması

2.3.5.1. Cam Matriks Seramikler

2.3.5.1.1. Feldspatik Seramikler

İçeriği felspar, kuartz ve kaolinden oluşmuş geleneksel tip seramiklerdir. Potasyum felspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$) kristalin fazdaki lösit kristallerini oluşturmaktadır. Potasyum felspar materyalin iç dayanıklılığının artmasını sağlamakla birlikte metal alt yapılar üzerine porselenin veneerlenmesine uygun hale getirmektedir. Feldspatik seramikler metal alt yapı veneerleme seramiği olarak kullanılmaktadır.

2.3.5.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler, lösit içerikli, fluorapatit içerikli, lityum disilikat ve türevleri olarak üç alt grupta toplanmaktadır. İçeriklerinde temel olarak silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) materyallerinden oluşup üretici firmalara göre farklılık gösterebilir.

Lösit esaslı cam seramikler, cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle geliştirilmişlerdir.¹⁴²⁻¹⁴⁴ Lösit kristalleri, çatlakların büyümesini engelleyerek yapıyı daha dayanıklı hale getirirler ve sağlam bir bariyer oluşmasını sağlamaktadırlar.¹⁴⁵ Bükülme kuvvetlerine karşı dirençleri 120-160 MPa'dır ve aşınma katsayıları ve ışık geçirgenlikleri mineye yakın özellikler göstermekte, böylece yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edilebilmektedir.¹⁴⁶

Lityum disilikat sistemi ($SiO_2-Li_2O-K_2O-ZnO-P_2O_5-Al_2O_3-ZrO_2$), materyaldeki gelişmelerle birlikte inlay, onlay restorasyonlarda, laminate veneerlerde, anterior-posterior tek kronlarda, 3 üyeli anterior köprülerde, tek üye implant üstü kronlarda geniş kullanım alanı bulmuştur.¹⁴⁷ 2005 yılında piyasaya sunulan IPS e.max, lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesiyle daha üstün ışık geçirgenliği ve translusenslik özelliklerine sahip olmalarıyla birlikte bükülme dayanımları da 360-400 MPa ya çıkmıştır, böylece daha estetik restorasyonlar üretilirken daha dirençli restorasyonlar üretilmiş

olmaktadır.¹⁴⁷⁻¹⁴⁹ IPS e.max CAD seramik materyalinin kırılma sertliği 2.25 MPa m^{1/2}, elastisite modülü 95 GPa ve vickers sertliği 5800 MPa olarak belirtilmiştir.¹⁴⁸ Uygun translusensi ve renk çeşitliliği nedeniyle malzeme, monolitik restorasyonlar veya üzerine veneer seramiği uygulanmış kor yapının ana malzemesi olarak kullanılabilir. IPS e.max CAD Abutment Solutions, tek diş implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment üretimi için tasarlanmış olup, MO ve LT seçenekleri ve çeşitli renk tonları mevcuttur. Piyasada farklı firmalar tarafından üretilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş lityum disilikat seramik materyalleri (Li₂O₃Si) (Vita Suprinity, Celtra Duo), kırılma dayanımlarını yükseltmek amacıyla geliştirilmişlerdir.²³ Kısmen kristaliz formda bulunan Suprinity blokların, kristalizasyon öncesi 120 MPa olan bükülme direnci kristalizasyon sonrası materyal yapısına lityum disilikat kristallerinin oluşmasıyla 420 MPa'ya ulaşmaktadır

2.3.5.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

İlk tam seramik sistem olan In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1989 yılında slip-casting tekniğiyle üretilmiş cam-infiltre seramik materyaldir. İçeriğinde yoğun miktarda alüminyum oksit (Al₂O₃) bulunmaktadır. Pöröz yapıdaki alümina partiküllerine cam infiltrasyonu yapılarak boşluklar cam ile doldurulmuştur. Bu sayede materyallerin dayanıklılıkları arttırılmıştır. Bu alt yapı seramik materyallerinin bükülme dirençleri 230-600 MPa arasında olmaktadır.¹⁵⁰

Ceram Zirconia, alüminyum oksidin içerisine, seramik yapıyı güçlendirmek amacıyla % 35 oranında parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit materyalinin katılmasıyla elde edilmiştir. Zirkonyum oksit ilavesi altyapı dayanıklılığını artmasının ölçüsünde opasiteyi de arttırmaktadır, bu yüzden anterior bölgelerden çok posterior bölge restorasyonlarında tercih edilmektedirler.¹⁵¹

Lityum disilikat ve zirkonyum oksit seramik materyallerin estetik özelliklerinin ve dayanıklılıklarının artmasıyla birlikte alümina seramiklerin kullanımını azalmıştır.

2.3.5.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler ince grenli kristalin yapıya sahiptirler. İnce grenli yapı, materyallere kırılma sertliği ve dayanıklılığının artmasını sağlar fakat translüsensinin düşmesine sebep oldukları için estetik özellikleri çok iyi değildir.

2.3.5.2.1. Alümina

Alümina, 1990 yılında Nobel Biocare firması tarafından, % 99.5 oranında Al_2O_3 içerikli bir CAD-CAM kor materyali olarak piyasaya sunulmuştur. 17-20 GPa değerinde çok yüksek sertlik değerlerine ve nispeten yüksek dayanıma sahiptir. Tam seramikler arasındaki 300 GPa ile en yüksek elastiklik modülüne sahiptirler. Alt yapı kor materyallerinde görülen kırıkların görülmesiyle ve mekanik özellikleri gelişmiş materyallerin keşfiyle alümina seramik kullanımı azalmıştır.¹⁵²

2.3.5.2.2. Stabilize Zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahiptir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170 °C'ye kadar stabil kalmaktadır. 1170 °C'den 2370 °C arasında tetragonal, 2370 °C'nin üzerinde de kübik faza geçmektedir.^{153, 154} Tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken % 4 oranında hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı çatlakları kapatarak zirkonyanın kırılma dayanımını arttırmaktadır. Bu dönüşüm sertleşmesinin kullanılabilmesi için tetragonal ve kübik fazların oda ısısında stabilize olması gerekmektedir. Bunun için saf zirkonyaya, yttrium, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler eklenmektedir. Zirkonya seramikler, tam sinterize, yarı sinterize ve tetragonal zirkonya kristalleri olarak mikroyapılarına göre sınıflandırılmıştır. Tam sinterlenmiş zirkonya kübik formdadır ve % 8 mol'den fazla yttrium oksit (Y_2O_3) içermektedir.¹⁵⁵ Parsiyel sinterize zirkonya kübik

matriks içinde nano boyutta tetragonal ya da monoklinik partikül formlarında oluşmaktadır ve tetragonal zirkonya kristalleri (TZP), yttrium ve seryumla stabilize edilmiş tetragonal faz içeren monolitik materyallerdir.¹⁵⁵ Dental zirkonyalar TZP tipindedir, en yaygın formu olan Y-TZP işlemlerden ve sinterlenmeden sonra en yüksek sertliğe ve kırılma dayanımına sahiptir. Zirkonya seramikler, veneerlenebilen protetik alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır, aynı zamanda monolitik zirkonya restorasyonlar olarak kullanılabilirler. Monokromatik uniform materyal şekle indirirler ve gerekirse infiltrasyon ile boyanabilmektedirler. Yeni trend, dentin ve minenin renk varyasyonlarını taklit etmek için polikromatik CAD-CAM blok ve disklerinin (Katana Zirconia ML, Kuraray) kullanımı olmuştur. Bunlara ilave olarak, üretici firmalar estetik özellikleri geliştirmek amacıyla translüens özelliklerini arttırmaya başlamışlardır.

2.3.5.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Stabilize olmayan zirkonyaya eklenen alümina, tetragonal ve monoklinik faz değişiminin ilk ve ikinci safasında mikro çatlak oluşumunu azaltarak, kırılma dayanımını arttırmaktadır. In-Ceram Zirkonya zirkonya ile güçlendirilmiş alümina örneğidir. In-Ceram alümina % 12 mol oranında seryum oksitle ile stabilize edilmiş zirkonya içermektedir ve 700 MPa gerilim direncine sahip olmaktadır. İçeriğindeki kısmen stabilize zirkonya materyalin kırılma, bükülme ve yorgunluk direncini artırarak posterior kullanıma uygun hale getirmiştir ancak opasitesinin artması estetik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya son zamanlarda oral implant üretiminde kullanılmaktadır. Zirkonya alüminanın birleşim yüzdesi; üretici firmadan firmaya değişmektedir.

2.3.5.3. Rezin-Matriks Seramikler

Rezin nanoseramik materyaller esas olarak, nano teknoloji ve seramik entegrasyonuna dayanmaktadır. Bu kategori, seramik partikülleriyle yüksek oranda doldurulmuş organik matriks seramik materyalleri içermektedir. Rezin matriks seramik materyaller, içerdikleri organik matriks yapısıyla geleneksel herhangi bir sınıflamaya dahil edilememişlerdir.^{150, 156} Rezin matriks seramikler 2013 yılında ADA tarafından; ağırlıklı olarak inorganik matriks içeren porselen, cam seramikler ve cam-seramikler içeren preslenebilen, fırınlanabilen, cilalanabilen ya da frezlenebilen porselen/seramik olarak tanımlaması yapılmıştır. Bu kategoride, ağırlıklı olarak (ağırlıkça % 50 den fazla) dayanıklı inorganik içeriğine sahip olan ve daha az organik polimer fazı içermesine bakılmaksızın rezin-matriks seramikler, seramikler sınıfına konulması uygun olan materyaller olarak gösterilmiştir. Üretici firmalar bu seramik benzeri materyallerin dental kullanımda geniş bir alanlarının olduğunu söylemektedirler. Geleneksel seramik materyallere göre elastisite modülleri dentine yakın, lityum disilikat seramik ve polikristalin seramik materyallere göre kolaylıkla frezlenebilir ve uyumlandırılabilir, kompozit rezinlerle tamire ve modifikasyonlara izin veren avantajlı yapıya sahiptirler. Her iki materyalinin de avantajlarını içeren, doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden; nanoseramikler ve ‘polimer-infiltrasyon-seramik-ağ’ yapısına sahip hibrit seramikler geliştirilmiştir.¹⁵⁷ Bu malzemelerin mekanik özelliklerinin, doğal diş dokusu ile benzer değerler gösterdiği ve üst yapı materyalinin tabakalar halinde atma ve kırılma riskinin daha düşük olduğu bildirilmiştir.¹⁵⁸ Tesviye ve polisaj işlemleri daha kolaylıkla yapılabilmekte ve fırınlama gerektirmemektedirler. Özellikle tek seans diş hekimliği için uygun materyallerdir.

Rezin matriks seramikler, CAD-CAM sistemlerine özel farklı içeriklere sahip materyaller olarak üretilmektedir. Şu anda, rezin matriks seramik materyaller inorganik içeriklerine göre 3 farklı alt gruba ayrılmaktadır.²³

2.3.5.3.1. Rezin Nanoseraamikler

Rezin nanoseraamikler, ağırlıkça yaklaşık olarak % 80 oranında nanoseraamik partikülleri içeren yüksek rezin matriks yapıdan oluşmaktadır. Farklı silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında) ve nanopartiküllere yapışan zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküllerin ara boşluğunu azaltarak, materyali daha yüksek nanoseraamik içeriğe ulaştırmaktadır. Piyasada kullanılan rezin nanoseraamik materyali Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya)'dir. Nanoseraamik materyallerin elastisite modülleri 10-20 GPa'dır ve dentine yakın değerler göstermektedirler. Nanoseraamik materyaller cam seramik materyallere göre stresi daha fazla absorbe etmektedirler ve karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma değerleri cam seramiklere kıyasla daha az olduğu gözlenmiştir.¹⁵⁹ İnley, onley ve veneer restorasyonların yapımında kullanılabilir. Tam kron yapımı, dişe olan zayıf bağlantısı nedeniyle kontrendikedir.

2.3.5.3.2. Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks (Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ)

Hibrit yapısı pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltrasyon edilen monomer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşturulan hem seramiğin hem de kompozitin avantajlarını birleştirerek üretilen materyallerdir. Gözenekli seramik içine polimer infiltrasyon edilip interpenetran ağ (polimer infiltrasyon edilmiş seramik ağ - PICN), oluşturulan yeni materyal VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tarafından geliştirilmiştir.²³ Rezin materyalinin gözenekli seramik yapı içine infiltrasyonu, camın infiltrasyonundan önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Çünkü infiltrasyondan sonra polimerin büzülmesi

yaklaşık % 5'tir, yani, cam infiltrasyonu sonrası yaşanan büzülmeden (%1) çok daha büyüktür.¹⁶⁰

Seramik ağ yapısı birbirine bağlı partiküllerin üç boyutlu iskeletini oluşturarak gelen stresleri her yöne eşit şekilde dağıtabilmesine ve kırılmaya karşı direnç kazanmasına yardımcı olmaktadır. PICN materyali, feldspatik seramiklere göre yaklaşık % 50 daha düşük, dolayısıyla dentinin elastik modülüne yakın elastisite gösterirler. Böylece frezelenmesi ve düzeltilmesi daha kolay olmaktadır. Ayrıca kompozit rezinlerle tamirinin daha kolay olduğu belirtilmiştir.¹⁶¹

2013 yılında VITA Zahnfabrik tarafından 'ilk hibrit seramik' olarak tanıtılan VITA Enamic (Vita, Bad Sachingen, Almanya) polimer infiltre seramik materyalidir. Feldspatik ağ yapısı materyalin ağırlıkça % 86'sını ve hacimce % 75'ini oluştururken, UDMA (Üretandimetakrilat) ve TEGDMA (Trietilenglikoldimetaktilat) içeren polimer ağ yapısı ağırlıkça % 14'ünü ve hacimce % 25'ini oluşturmaktadır. Vita Enamic, dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. Dentine benzer abrazyon, esneme sertliği ve elastisitesi gösterir. Bükülme direncinin 150-210 MPa arasında olduğu belirtilmiştir. Vickers sertliği dentin ve mine arasında bir değer olarak bulunmuştur.¹⁶² Diş üzerinde minimal kesim yapılarak, 0.2-0.5 mm kalınlığına kadar oldukça ince üretilebilmektedir.

2.3.5.3.3. Rezin Ağ Matriks Yapısına Sahip Zirkonya-Silika Seramik

Seramiğin değişen yüzdesiyle birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA pigmentlerinin çeşitli varyasyonlarıyla birlikte farklı organik matriks yapıları olan materyallerdir. İnorganik yapıları ağırlıkça % 60'tan fazlasını oluşturur (Shofu Block HC, Shofu, Japonya). Bu materyallerin bir diğer örneği de, % 85 ultraince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0.6 µm'lik sferik şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olan kompozit materyallerdir.²³ İnley, onley, veneer restorasyonlar ve parsiyel

kronlar, anterior ya da posterior bölgede tek kron dış üstü ya da implant üstü kronların yapımında kullanılabilir.

2.4. Polieter-Eter-Keton (PEEK)

Polietereterketon, ortopedide biyomateryal olarak uzun yıllardır kullanılan sentetik diş renginde polimerik bir materyaldir.¹⁶³ Eter-eter-keton monomer-monomer birimi, poli-eter-eter-keton oluşturmak üzere bis fenolatların aşamalı büyüme dialkilasyon reaksiyonu yoluyla polimerize olur.

Ortopedik implantlar için en önemli özelliği insan kemiğine yakın düşük young modülüsüne sahip olmasıdır.¹⁶⁴ PEEK'in diğer materyallerle kolaylıkla birleştirilebilmesi mümkün olmaktadır. Örneğin PEEK'in karbon fiberle birleştirilmesi elastic modülüsünü 18 GPa değerlerine yükseltmektedir. Karbon ile güçlendirilmiş PEEK'in elastik modülü aynı zamanda kortikal kemik ve dentinle karşılaştırılabilir¹⁶⁵, böylece polimer, bir implant materyali olarak kullanılan titanyum ile karşılaştırıldığında daha az stres değerleri göstermektedir. Mekanik özellikleri dikkate alındığında PEEK'in gerilim değerleri kemik, mine ve dentin özellikleriyle benzer değerler göstermektedir.¹⁶⁶ PEEK'in sahip olduğu beyaz rengi ve mükemmel mekanik özellikleri sayesinde, özellikle sabit protetik restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. PEEK, alt yapı materyali olarak kullanılarak metal seramiklere alternatif olabilmektedir.

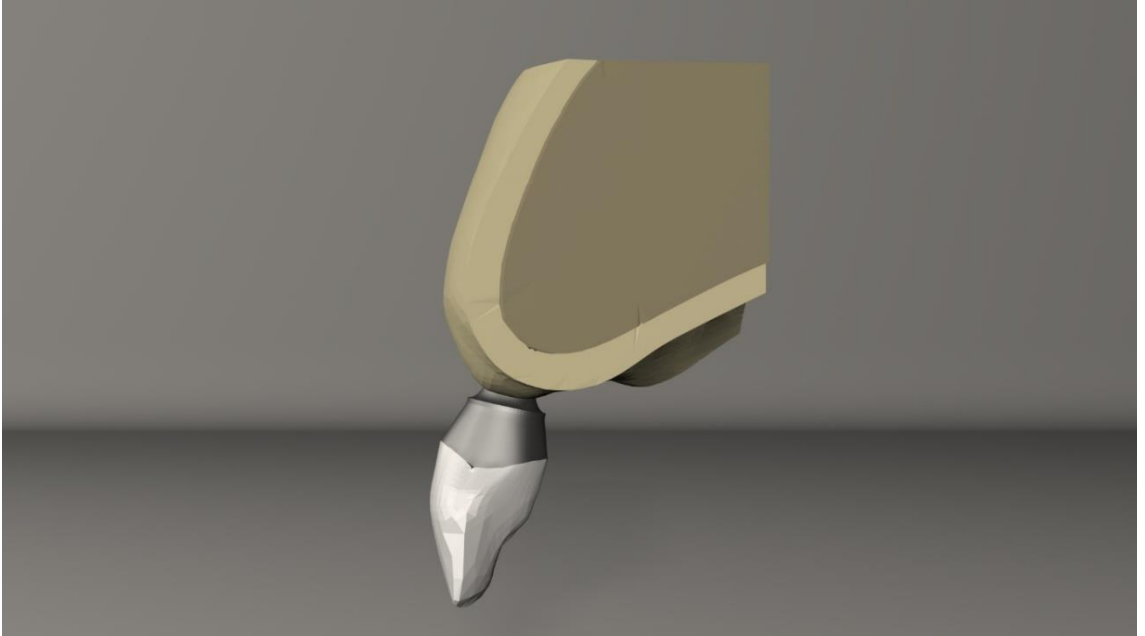
Kemik ve PEEK in elastik modüllerinin birbirine benzemesi yüzeye gelen stresi azaltır ve kemiğin yeniden şekillenmesini stimüle etmektedir.¹⁶⁷ Bu nedenle PEEK implant abutmentları titanyum abutmentlara alternatif olarak kullanılabilir.



Şekil 2.7. PEEK Kullanım Alanları

3. MATERYAL ve METOT

Bu tez çalışmasında maksiller 11 numaralı diş bölgesine yerleştirilen bone level implant üzerine uygulanan farklı dişeti seviyelerine sahip titanyum base abutment ile lityum disilikat, polimer infiltre ağ yapısına sahip seramik (PICN), Polieter-eter-keton (PEEK) ve monolitik zirkonya materyallerinden üretilmiş hibrit abutmentler ile lityum disilikat kron restorasyonlarda; oblik yükler altında implant, implant çevresi kortikal kemik ve trabeküler kemik ile titanyum base abutment, hibrit abutment ve kronlarda oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. Çalışmamızın tüm aşamaları Ay Tasarım şirketinde ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Çalışma için etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alındı(EK-2). Hazırlanan modellerde implantlar ve konumları ile kronlar sabit tutuldu. Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapıldı.



Şekil 3.1. 1.5 mm dişeti yüksekliğindeki Ti-base abutment ile model tasarımı

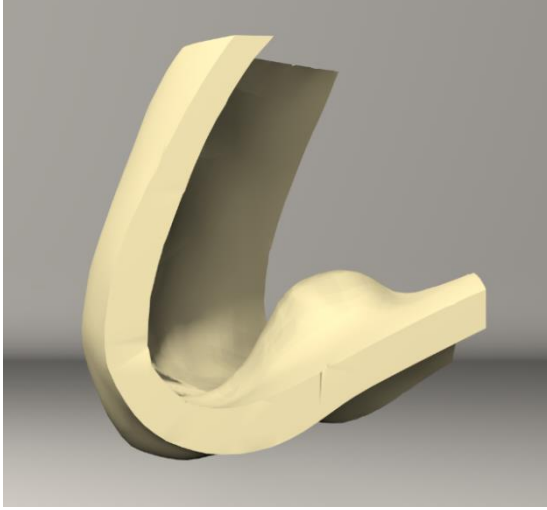
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği üst çene kemiğinin, implantın, ti-base abutment, hibrit abutment ve kron restorasyonunun geometrik modelleri oluşturuldu.

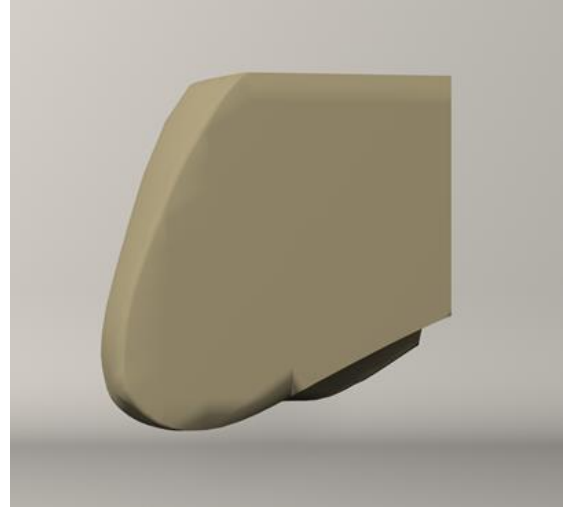
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3.30 GHz işlemci, 500 Gb Harddisk, 14 Gb RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc.150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1.1. Kemiğin Modellenmesi

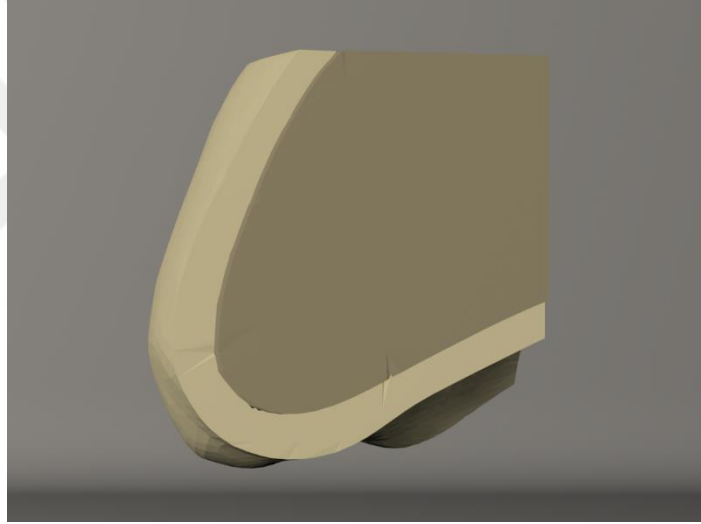
Kortikal ve kansellöz kemiğin modellemesi için Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanıldı. Yazılımda öncelikle bir kutu modellendi. Kutu modelinin dış yüzeyinin her ekseninde en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edildi ve kortikal kemik olarak tanımlaması yapıldı. Arkasından implantın bu kutudan Boolean yöntemi ile birleştirilmesiyle implant ve kortikal kemik uyumu sağlandı (Şekil 3.2). Kortikal kemiğin iç kısmını oluşturacak, kansellöz kemik modellemesi için boolean yöntemi kullanıldı.⁵ Kemiği temsil eden kutunun sınırlarında 2 mm pay bırakılıp kortikal kemik koordinatlarında bilgisayar ortamında kansellöz kemik oluşturuldu (Şekil 3.3). (2 veya 3 boyutlu her türlü birleştirme, çıkartma, kesişim bulma, kesme ve ayırma işlemlerine verilen isimdir.) Boolean komutu ile birden fazla malzemeyi birleştirerek tek bir malzeme haline getirildi. Bu uygulama ile elde edilen spongioz kemik kortikal kemiğin içine birebir yerleştirildi (Şekil 3.4). Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu ve implantların kemiğe % 100 osseoentegre olduğu kabul edildi. İmplant konumları her modelde sabit tutuldu.



Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modeli



Şekil 3.3. Kansellöz Kemik Modeli



Şekil 3.4. Kortikal- Kansellöz Kemik Kompleksi

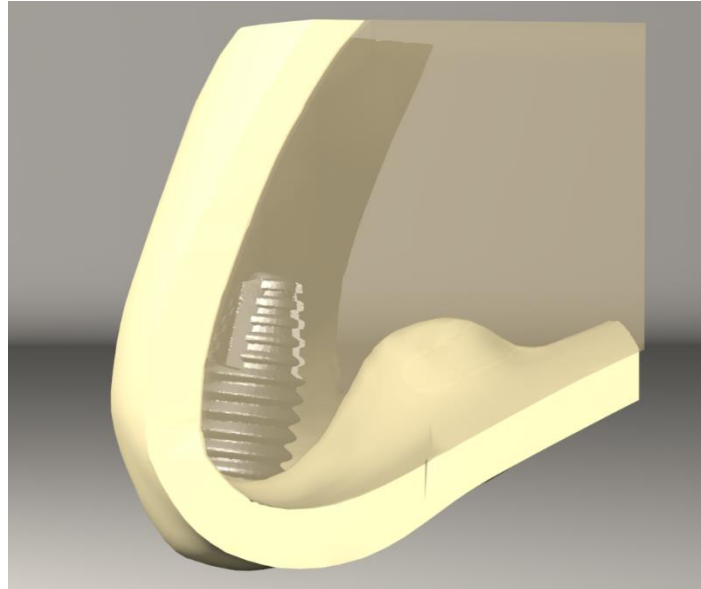
3.1.1. İmplant ve Titanyum Base Abutmentin Modellenmesi

11 numaralı diş bölgesinde Nobel Biocare Parallel Conical Connection (Nobel Biocare Services AG, İsviçre) 3.75 mm çapında 10 mm uzunluğunda bone level tasarımında implant ile bu implanta uygun Nobel Biocare Universal Base Conical Connection Narrow Platform (Nobel Biocare Services AG, İsviçre) 3 mm ve 1.5 mm dişeti yüksekliğine sahip ti-base abutment tercih edildi. Çalışmada kullanılan implant ve ti-base abutmenler Activity 880 (Şekil 3.5.) 3 boyutlu tarayıcısıyla taranarak 3 boyutlu

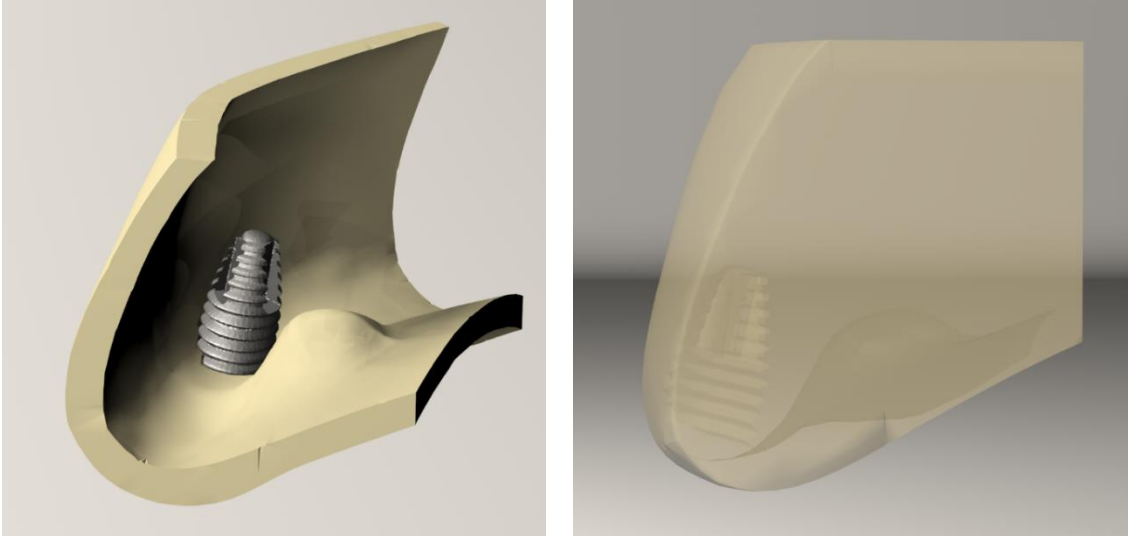
görüntüler elde edildi. Modeller, stl formatında elde edildi ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi.



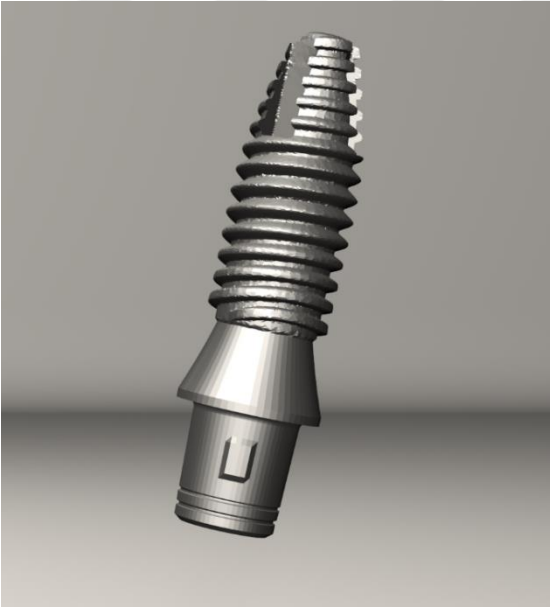
Şekil 3.5. Activity 880 Üç Boyutlu Optik Tarayıcı



Şekil 3.6. İmplantın Konumu



Şekil 3.7. İmplantın Kortikal ve Kansellöz Kemikteki Konumları



Şekil 3.8. İmplant ve 3 mm Ti-base



Şekil 3.9. İmplant ve 1.5 mm Ti-base

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımına aktarıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtıldı. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve

izotropik kabul edildi. Modelleri oluşturan yapıların her birine ait fiziksel özelliklerini tanımlayan materyallerin elastiklik modülü ve Poisson oranı, değerleri verildi.

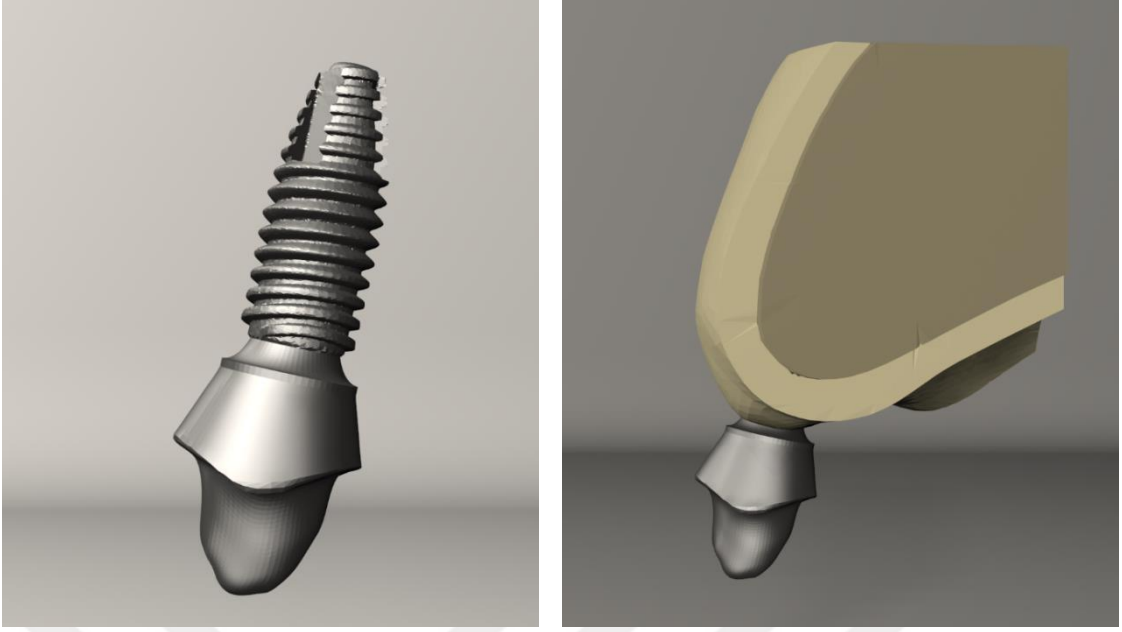
Tablo 3.1. Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları, * Üretici tarafından verilen değerler.

Materyaller	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13.7 GPa ¹⁶⁸	0.30 ¹⁶⁸
Kansellöz Kemik	1.37 GPa ¹⁶⁸	0.30 ¹⁶⁸
Titanyum İmplant	110 GPa ¹⁶⁸	0.35 ¹⁶⁸
Titanyum Base Abutment	110 GPa ¹⁶⁸	0.35 ¹⁶⁸
IPS e.max	95 GPa*	0.20 ¹⁶⁹
IPS e.max ZirCad	210 GPa*	0.26 ¹⁶⁹
Vita Enamic	30 GPa*	0.23*
PEEK	3.5 GPa*	0.36*

3.1.2. İmplant Üstü Hibrit Abutmentler ve Kronun Modellenmesi

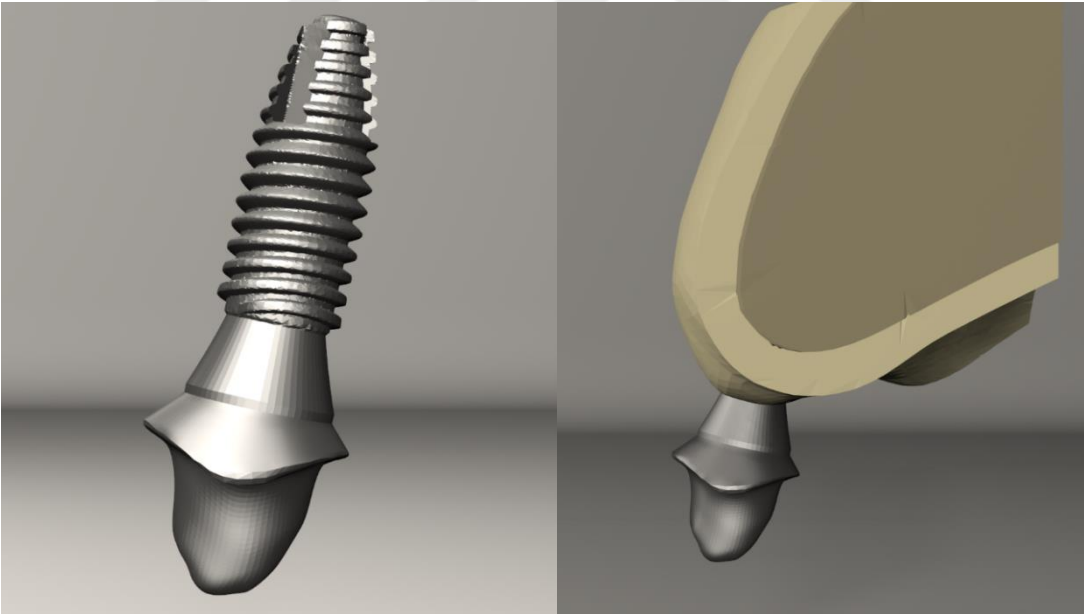
Çalışmada üst 11 numaralı santral diş kullanıldı. Bu amaçla öncelikle Wheeler atlasından¹⁷⁰ ilgili dişin mesial, distal, insizal ve apikal görüntüleri alındı. Diş boyutları da yine aynı atlastan alındı. Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellendi ve ölçeklendirildi. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu. Diş yapısındaki diğer öğeler, istenen anatomik limitasyonların dikkate alınmasıyla Rhinoceros yazılımında modellendi.

Bu çalışmada 2 farklı model oluşturuldu. Bütün modellerde kret yüksekliğinden insizal kenara olan mesafe ile kron yüksekliği değiştirilmedi. Birinci modelde dişeti seviyesi 1.5 mm olan ti-base abutment üzerine 3.5 mm vestibul derinliğine sahip hibrit abutment tasarımı yapıldı (Şekil 3.10).

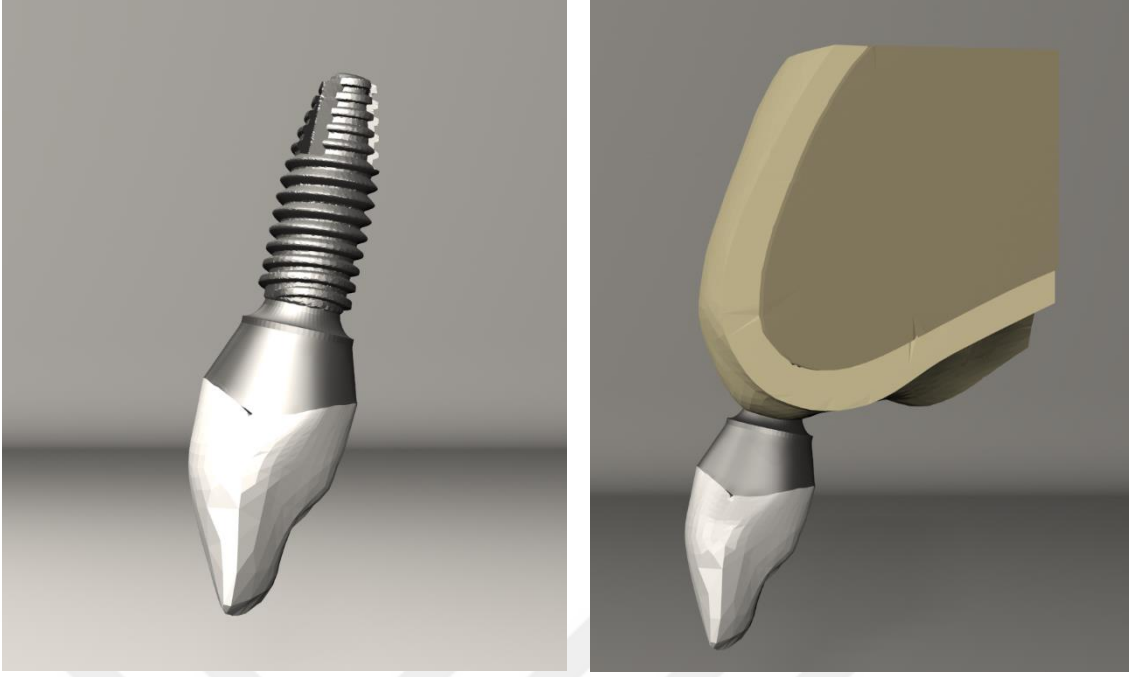


Şekil 3.10. 3.5 mm Hibrit Abutment Modellemesi

İkinci modelde dişeti seviyesi 3 mm olan ti-base abutment üzerine 2 mm vestibul derinliğine sahip hibrit abutment tasarımı yapıldı (Şekil 3.11.).



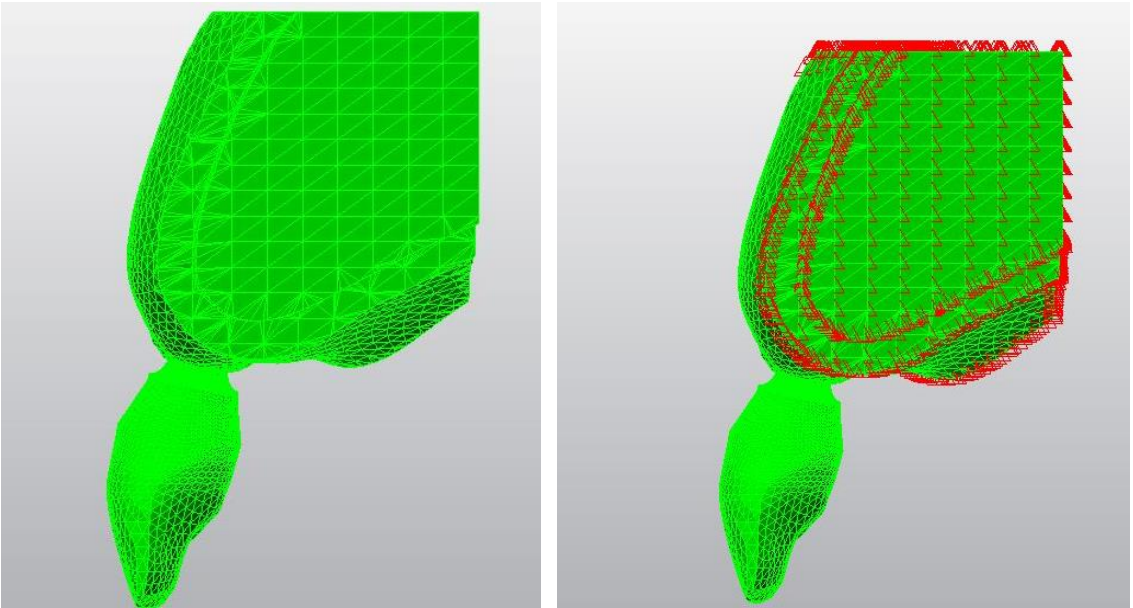
Şekil 3.11. 2 mm Hibrit Abutment Tasarımı



Şekil 3.12. Kron Modellemesi

3.1.4. Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Modellerin Birleştirilmesi

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.



Şekil 3.13. Birleştirilmiş Modelim Meshlenmiş Görüntüsü

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu (Şekil 3.14). Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.2’de verildi.

Tablo 3.2 Modellerin Düğüm ve Eleman sayıları

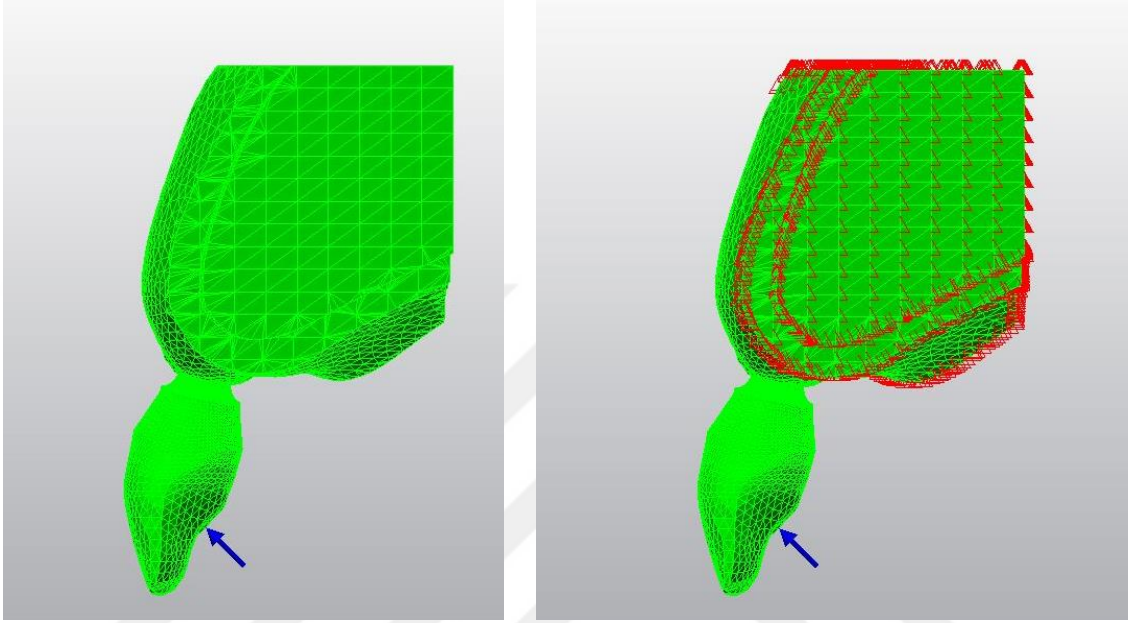
	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1.5 m Ti-base	92438	444912
3 mm Ti-base	94071	450386

3.1.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Birleştirilmiş modeller üç boyutlu olarak uzayda serbest olduğunda boşlukta duran model üzerinde, analiz yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırların tanımlanması amacıyla, çalışmamızda hazırlanan modeller kemiğin mesial ve distal kesit alanlarından, DOF’ da (Degree of Freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise; oluşan stresler destek düzlemlerine kadar aktarılabilir ve sonuçlarda hataya neden olmamak amacıyla destek düzlemleri stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlendi.

3.1.6. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda modellere tek koşulda kuvvet uygulaması yapıldı. İmplantın uzun aksına 135 derece açı ile kronun singulum bölgesine 114.6 N değerinde bir kuvvet ile yükleme yapıldı.



Şekil 3.14. Yükleme Koşulları

4. BULGULAR

Çalışmada 2 farklı modelde, implantın uzun aksına 135° açıyla kronun singulumlarına 114.6 N yükleme yapılarak implant, ti-base abutment, hibrit abutment ve kron üzerindeki von Mises stres değerleri ile kortikal ve kansellöz kemikteki çekme ve basma stresleri değerlendirildi. Analiz sonuçlarında pozitif değerler çekme streslerini belirtirken negatif değerler basma streslerini belirtmektedir. Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlarda belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle 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 tanımaktadır.

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. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

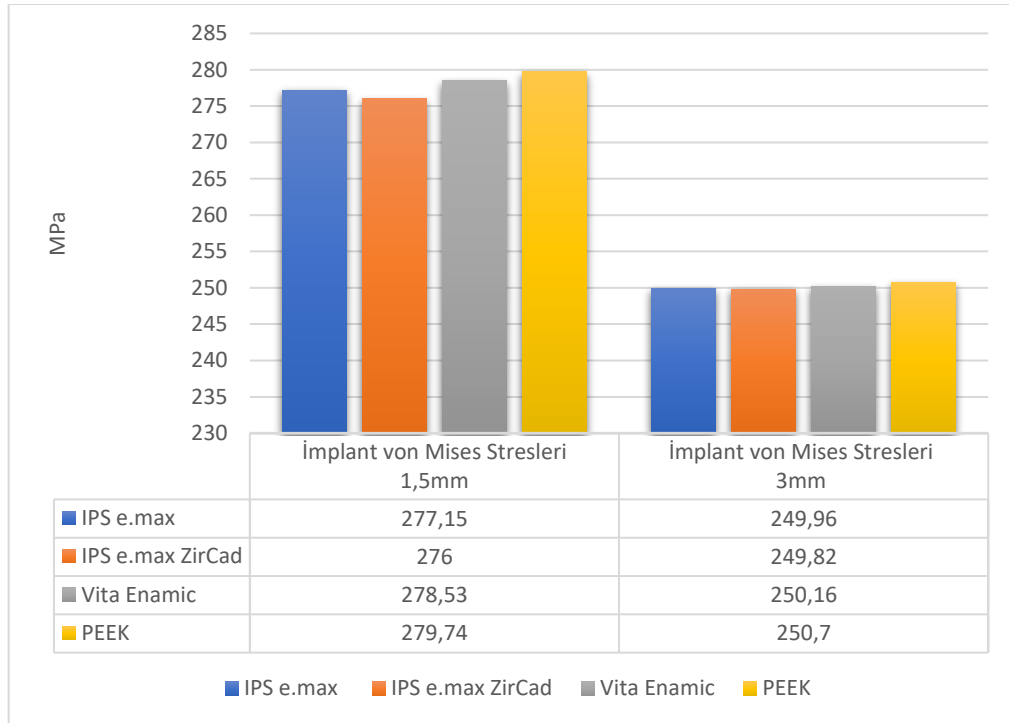
Fonksiyonel yükler altında, implantlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları şekil 4.1. de gösterildi. 1.5 mm ti-base modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri PEEK modelinde 279.74 MPa, en düşük değer ise IPS e.max ZirCad modelinde 276 MPa olarak gözlemlendi. Stres dağılım alanlarının implantların boyun bölgelerinde daha fazla olduğu, implant apeksine doğru stres değerlerinin azaldığı tespit edildi. Stresin implantın bukkal yüzeylerinde daha fazla olduğu belirlendi. Tüm

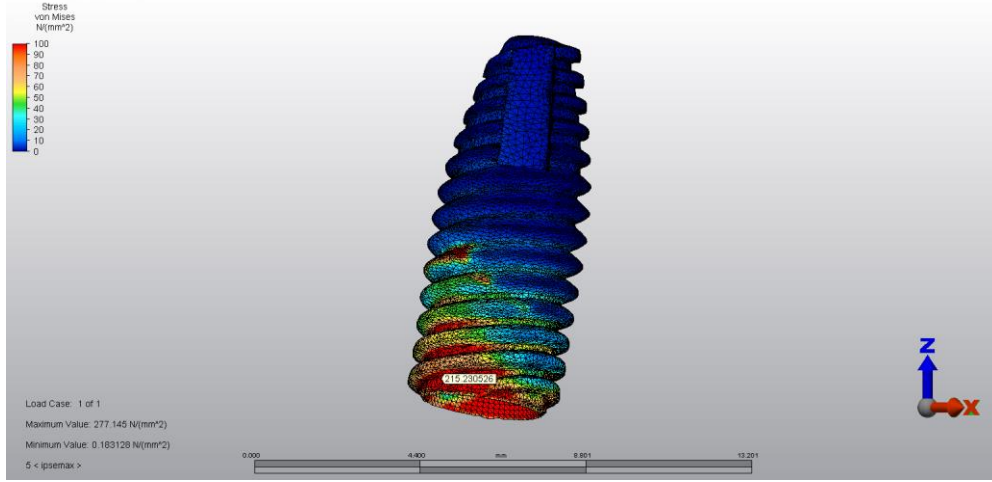
modellerde implantlar üzerinde oluşan en yüksek stres değerleri incelendiğinde bu değerlerin hibrit abutment materyalinin farklı olmasından etkilenmediği tespit edildi.

3 mm ti-base modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri PEEK modelinde 250.7 MPa, en düşük değer ise IPS e.max ZirCad modelinde 249.82 MPa olarak görüldü. Stres dağılım alanlarının implantların boyun bölgelerinde daha fazla olduğu, implant apeksine doğru stres değerlerinin azaldığı tespit edildi. Stresin implantın bukkal yüzeylerinde daha fazla olduğu gözlemlendi. Tüm modellerde implantlar üzerinde oluşan en yüksek stres değerleri incelendiğinde bu değerlerin hibrit abutment materyalinin farklı olmasından etkilenmediği bulundu.

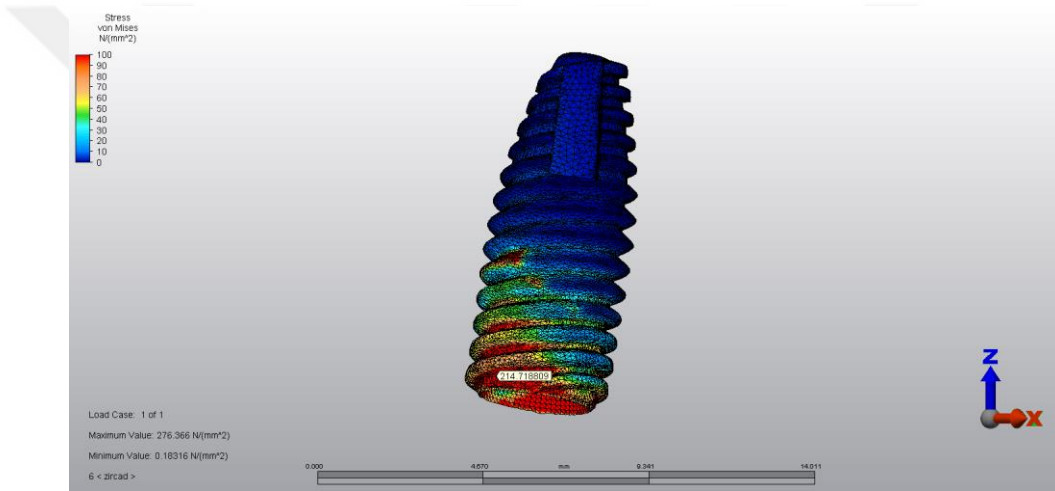
1.5 mm ve 3 mm ti base modellerin yüklemeleri karşılaştırıldığında, 1.5 mm ti-base modellerinde implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 3 mm'lik modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinden % 12 daha fazla olduğu tespit edildi.

Tablo 4.1. İmplantlar Üzerindeki von Mises Stresleri

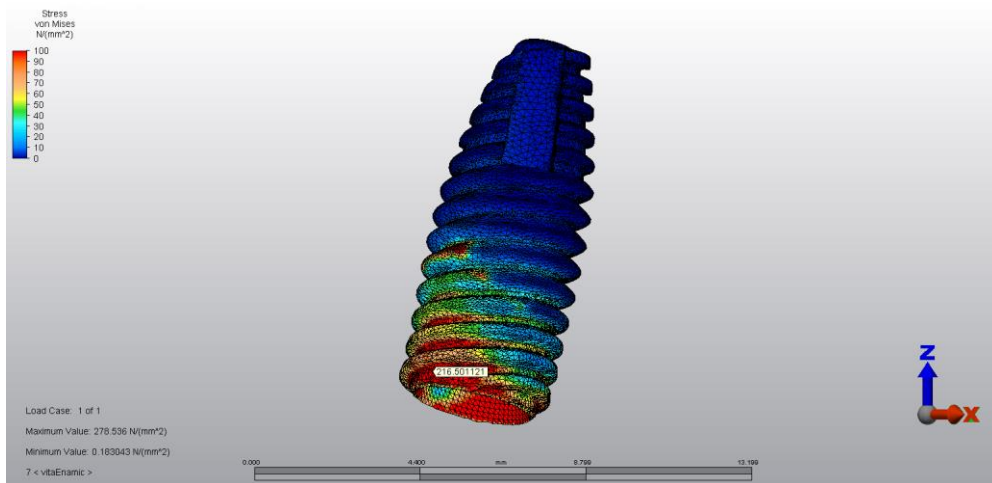




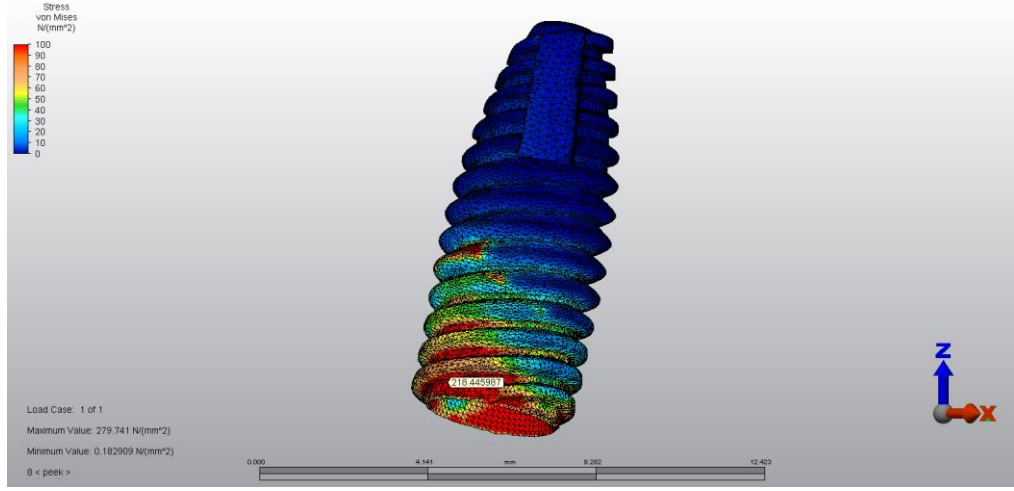
Şekil 4.1. 1.5 mm IPS e.max Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



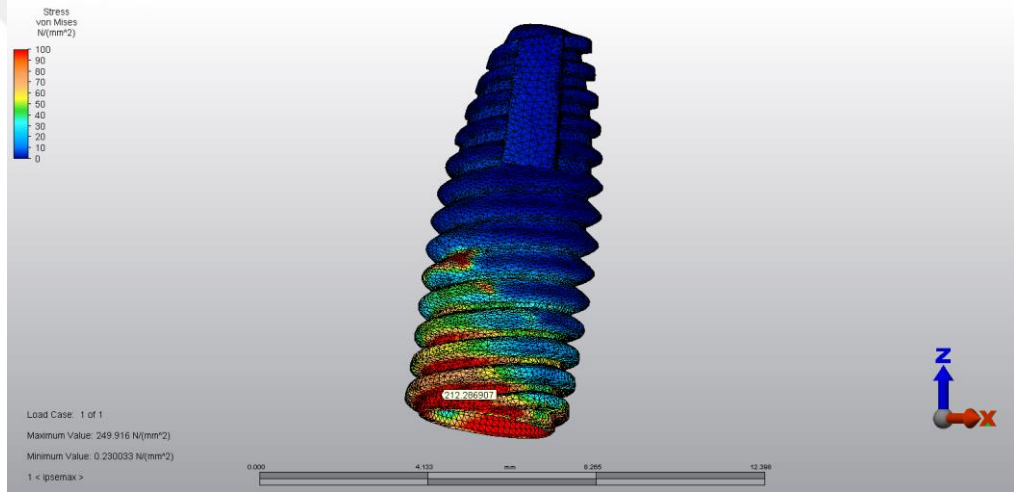
Şekil 4.2. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



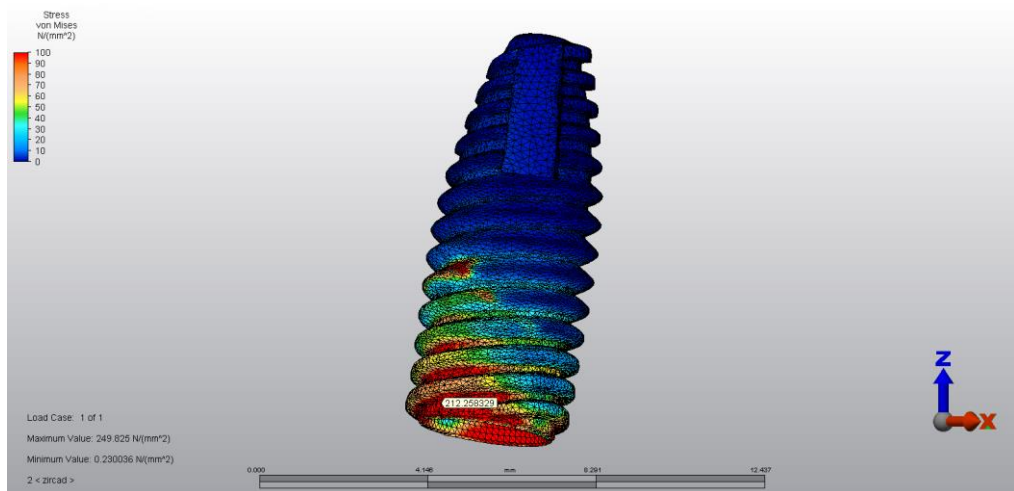
Şekil 4.3. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



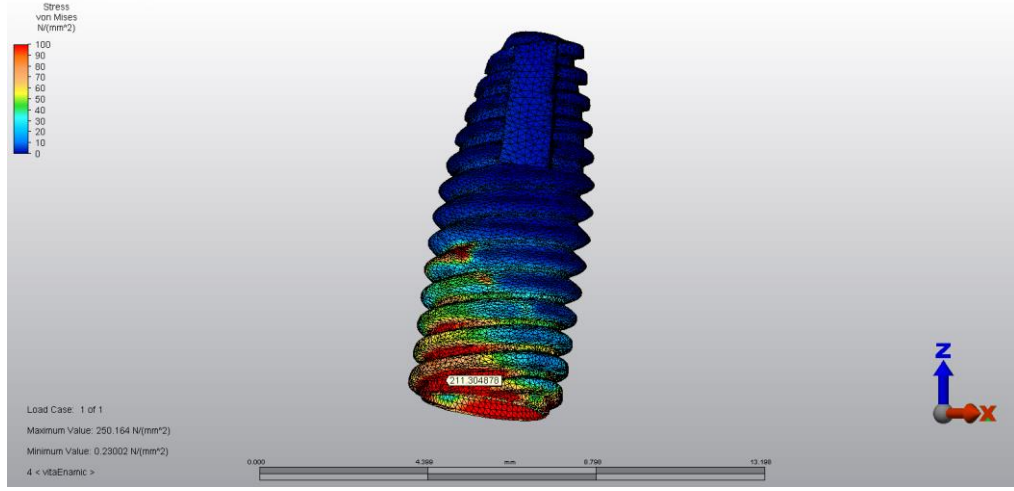
Şekil 4.4. 1.5 mm PEEK Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



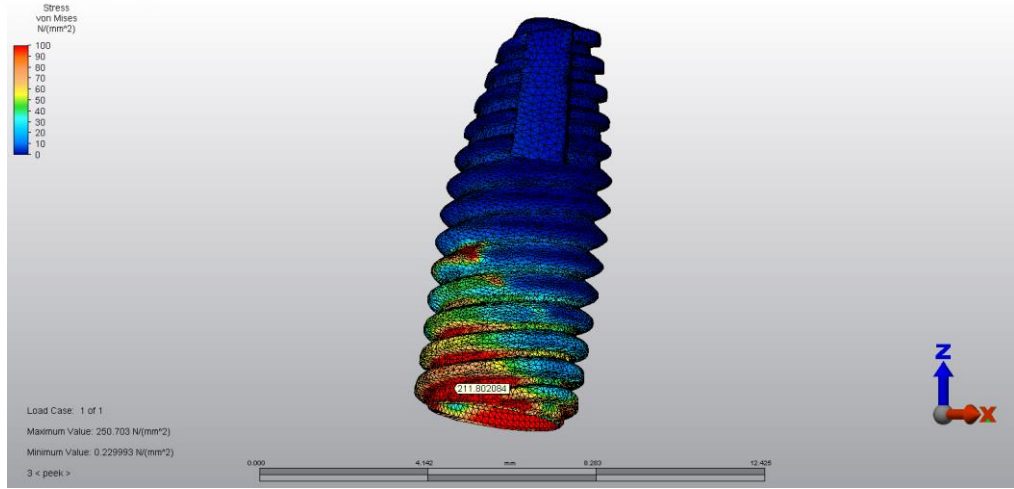
Şekil 4.5. 3 mm IPS e.max Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



Şekil 4.6. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



Şekil 4.7. 3 mm Vita Enamic Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri



Şekil 4.8. 3 mm PEEK Modelinde İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stresleri

4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi

Kronların singulümları üzerinden yapılan oblik yükleme sonrasında kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden incelendi. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken maksimum değerler dikkate alındı. 1.5 mm ti-base modellerinde en yüksek çekme stresi, IPS e.max ZirCad modelinde 95.85 MPa olarak gözlenirken en düşük çekme stresi PEEK modelde 95.63 MPa olarak tespit edildi. Çekme stresinin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her

modelin palatinal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Her implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve palatinaline doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı.

1.5 mm ti-base modellerinde en yüksek basma stresi, IPS e.max ZirCad modelinde 65.73 MPa olarak gözlenirken en düşük çekme stresi PEEK modelde 65.48 MPa olarak tespit edildi. Basma stresinin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. 1.5 mm'lik ti-baselerin 4 modeli de incelendiğinde kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerlerin hibrit abutment materyallerinin farklı olmasından etkilenmediği saptandı.

3 mm ti-base modellerinde en yüksek çekme stresi, IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modelinde 95.20 MPa olarak gözlenirken en düşük çekme stresi PEEK modelde 95.18 MPa olarak tespit edildi. Çekme stresinin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin palatinal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Her implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve palatinaline doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı.

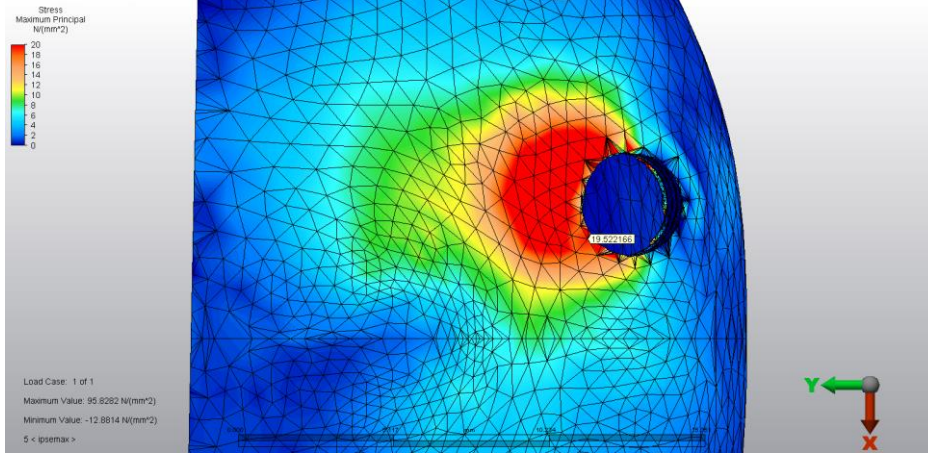
3 mm ti-base modellerinde en yüksek basma stresi, IPS e.max ZirCad modelinde 65.28 MPa olarak gözlenirken en düşük çekme stresi PEEK modelde 65.26 MPa olarak tespit edildi. Basma stresinin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. 3 mm'lik ti-baselerin 4 modeli de incelendiğinde kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerlerin hibrit abutment materyallerinin farklı olmasından etkilenmediği görüldü. Geri kalan değerler Tablo 4.2 de gösterildi.

1.5 mm ve 3 mm ti-base modellerin yüklemeleri karşılaştırıldığında, tüm modellerde çekme stres değerleri ve basma stres değerleri arasında belirli bir fark

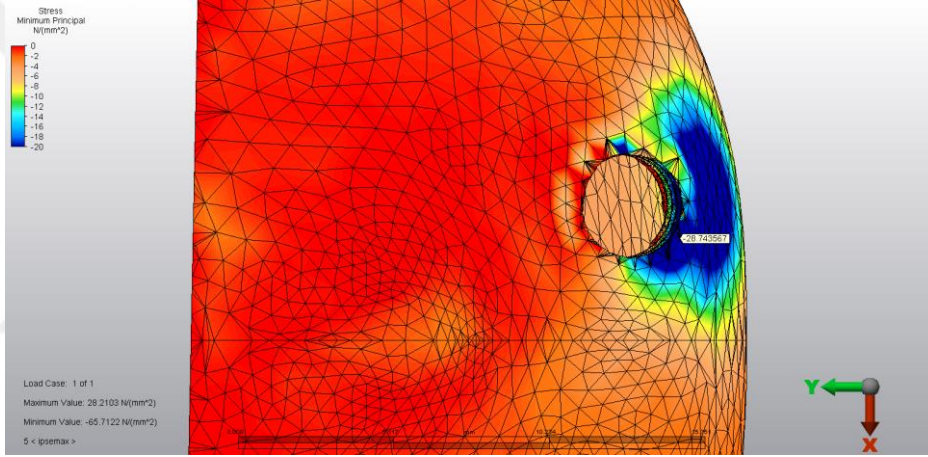
gözlenmedi. Basma stres değerleri modeller üzerinde mavi renk alanlarla gösterilmiş olup basma stres değerlerinin mutlak değerleri alınmaktadır. Kortikal kemik üzerinde oluşan çekme streslerinin, basma streslerine göre daha geniş bir alana yayıldığı tespit edildi. Kortikal kemik üzerinde gözlenen çekme stresleri, basma stres değerlerinden daha yüksek olarak gözlenmektedir. Çekme kuvvetlerinin, basma tipi kuvvetlere göre kemiğe daha çok zarar verdiği göz önünde bulundurulmalıdır.

Tablo 4.2. Kortikal Kemik Çekme ve Basma Stres Değerleri

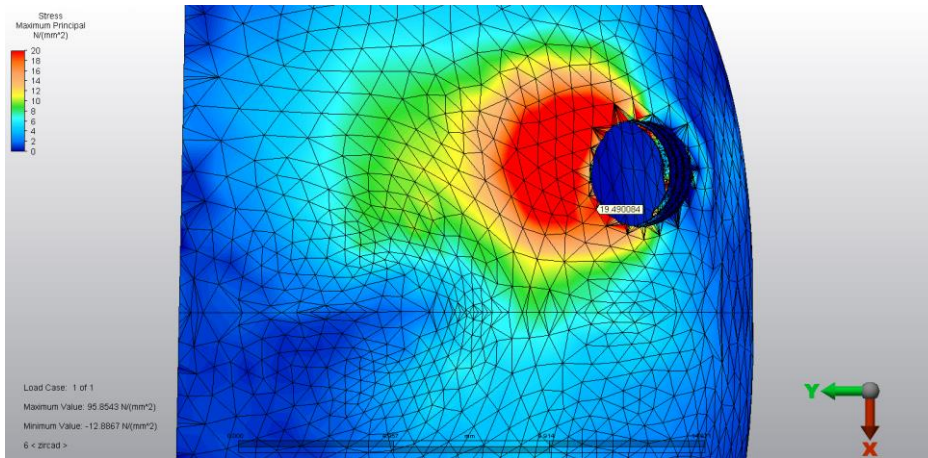




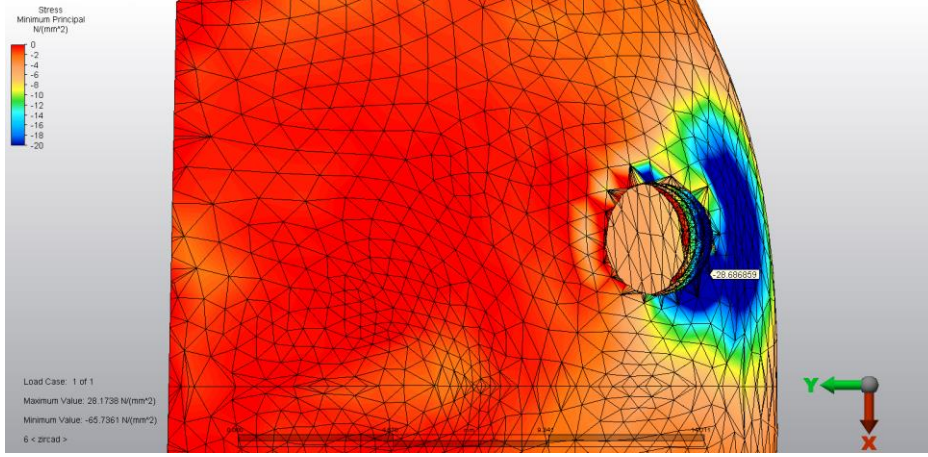
Şekil 4.9. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



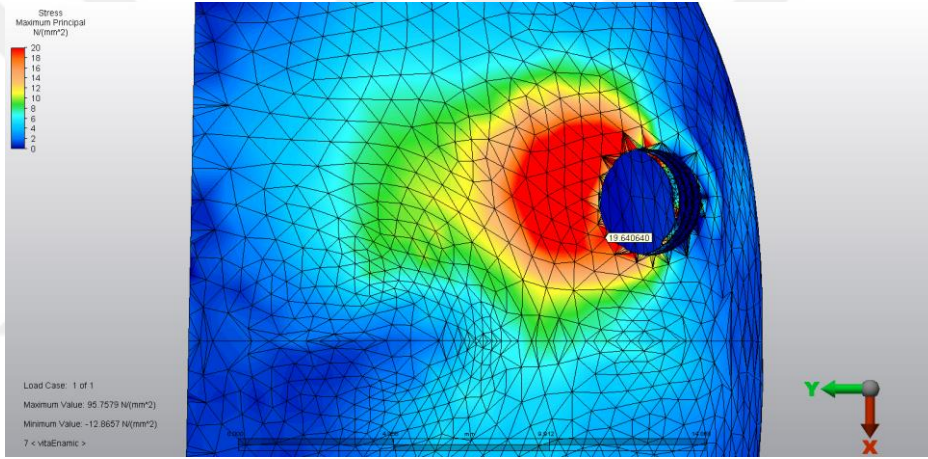
Şekil 4.10. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



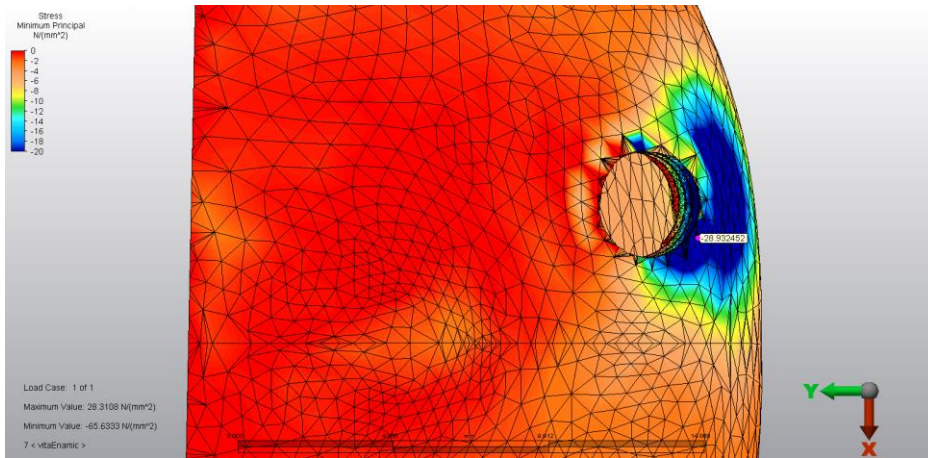
Şekil 4.11. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



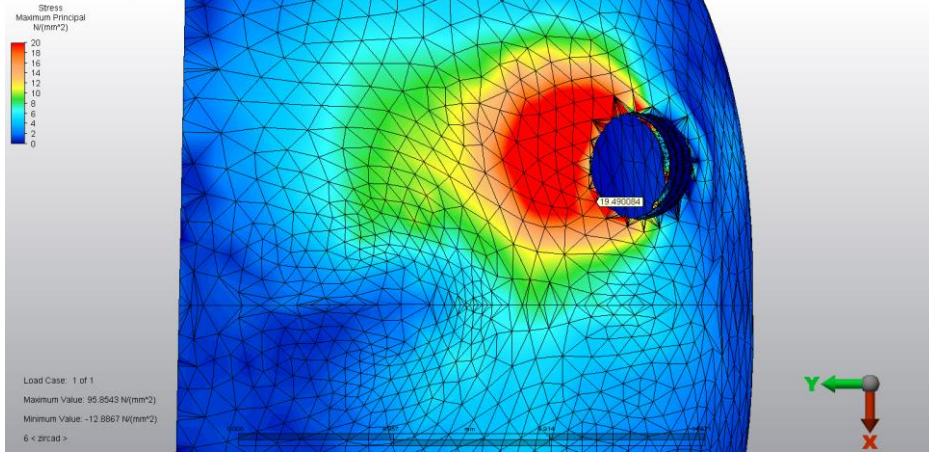
Şekil 4.12. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



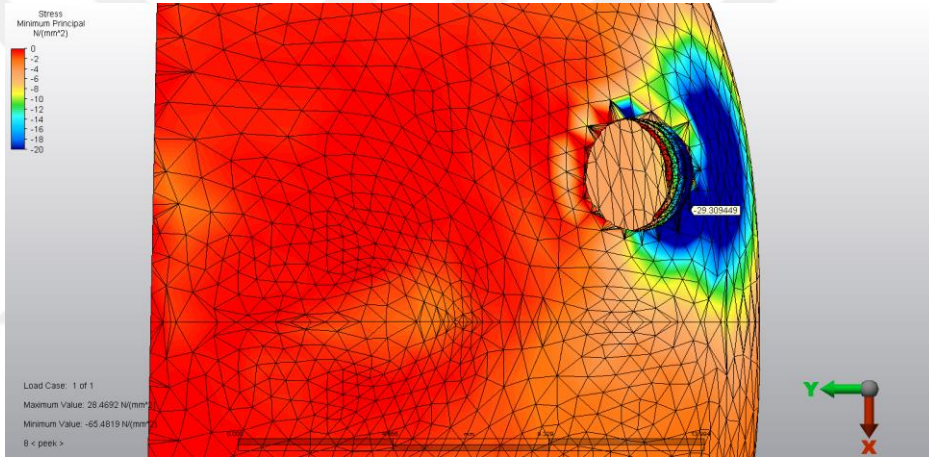
Şekil 4.13. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



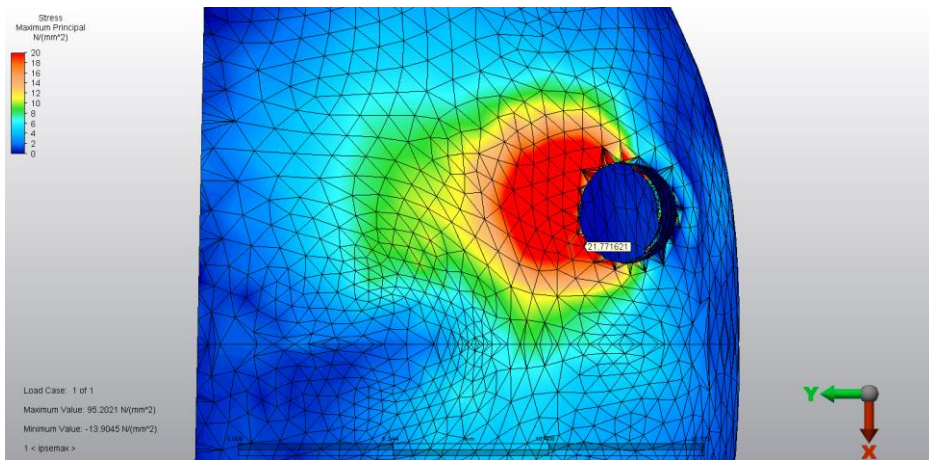
Şekil 4.14. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



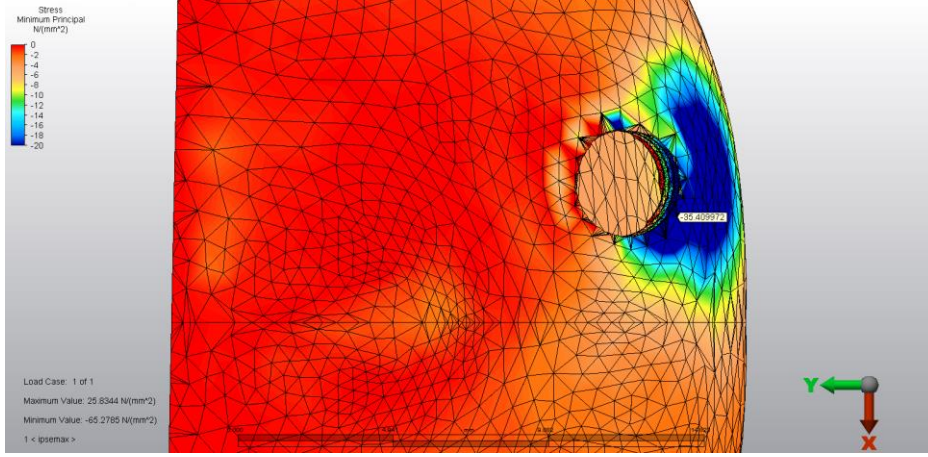
Şekil 4.15. 1.5 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



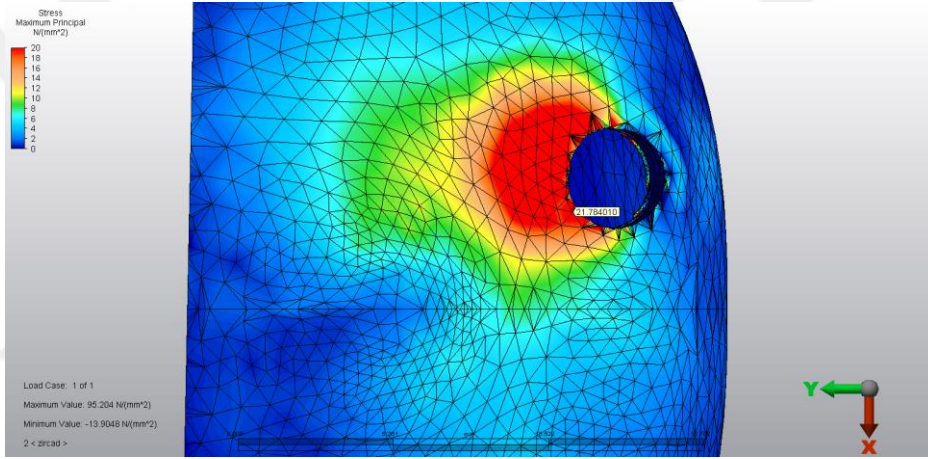
Şekil 4.16. 1.5 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



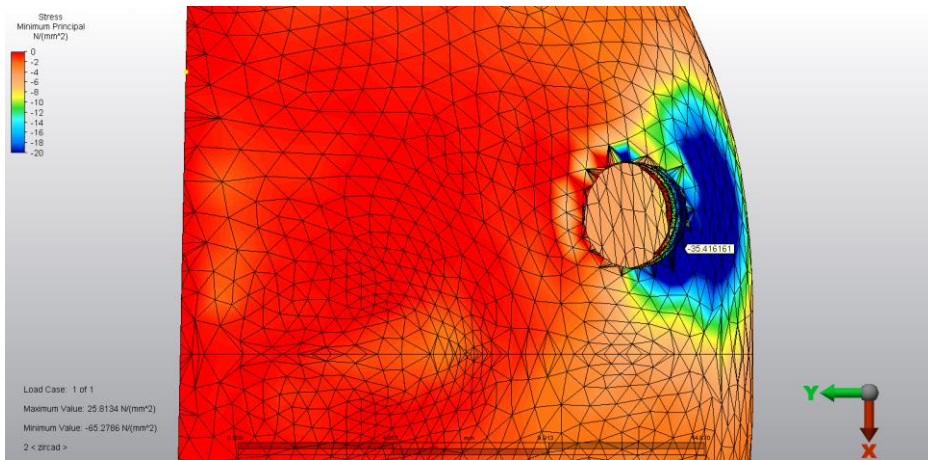
Şekil 4.17. 3 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



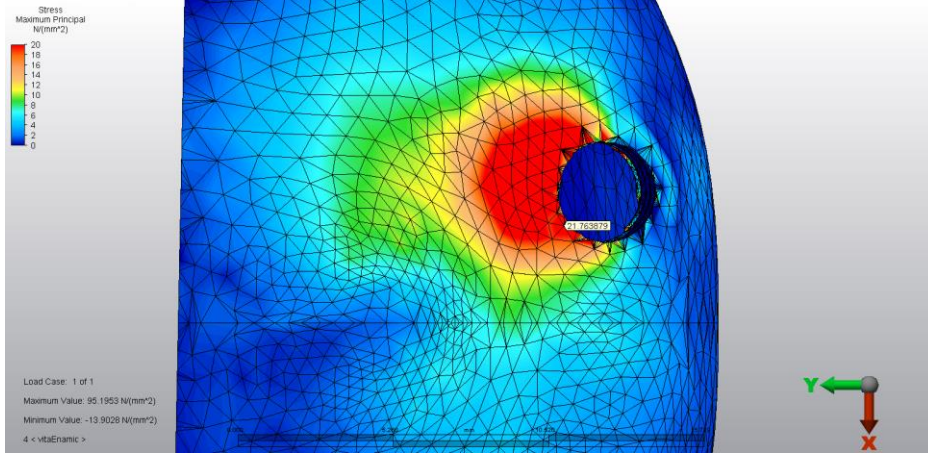
Şekil 4.18. 3 mm IPS e.max Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



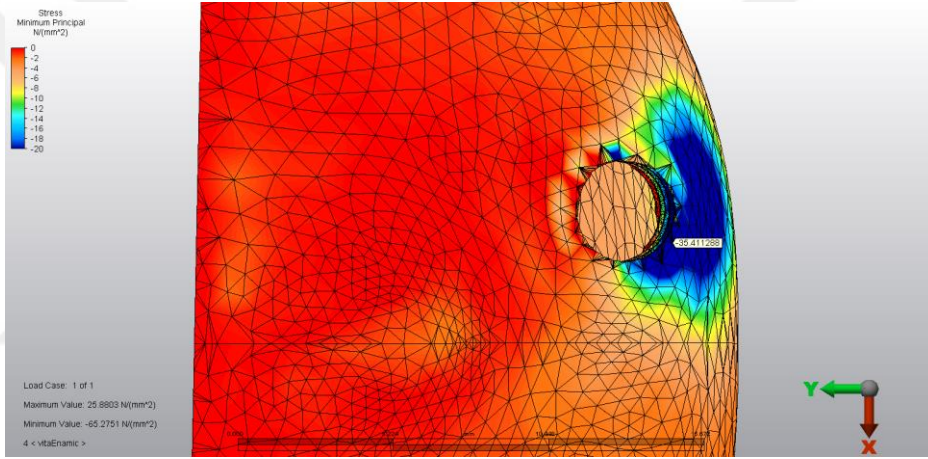
Şekil 4.19. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



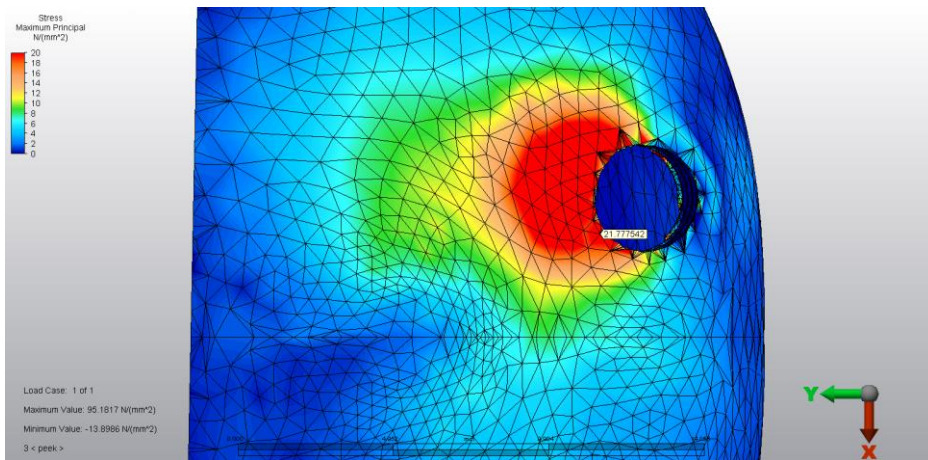
Şekil 4.20. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



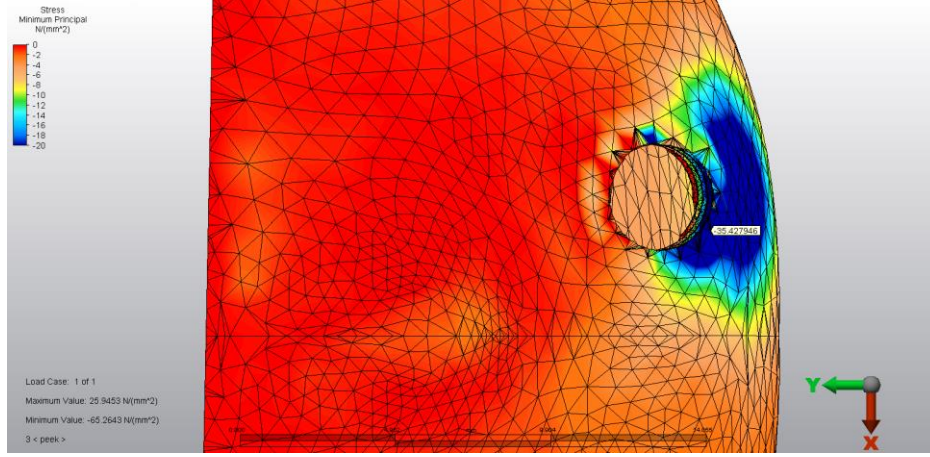
Şekil 4.21. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



Şekil 4.22. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



Şekil 4.23. 3 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



Şekil 4.24. 3 mm PEEK Modelinde Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları

4.3. Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi

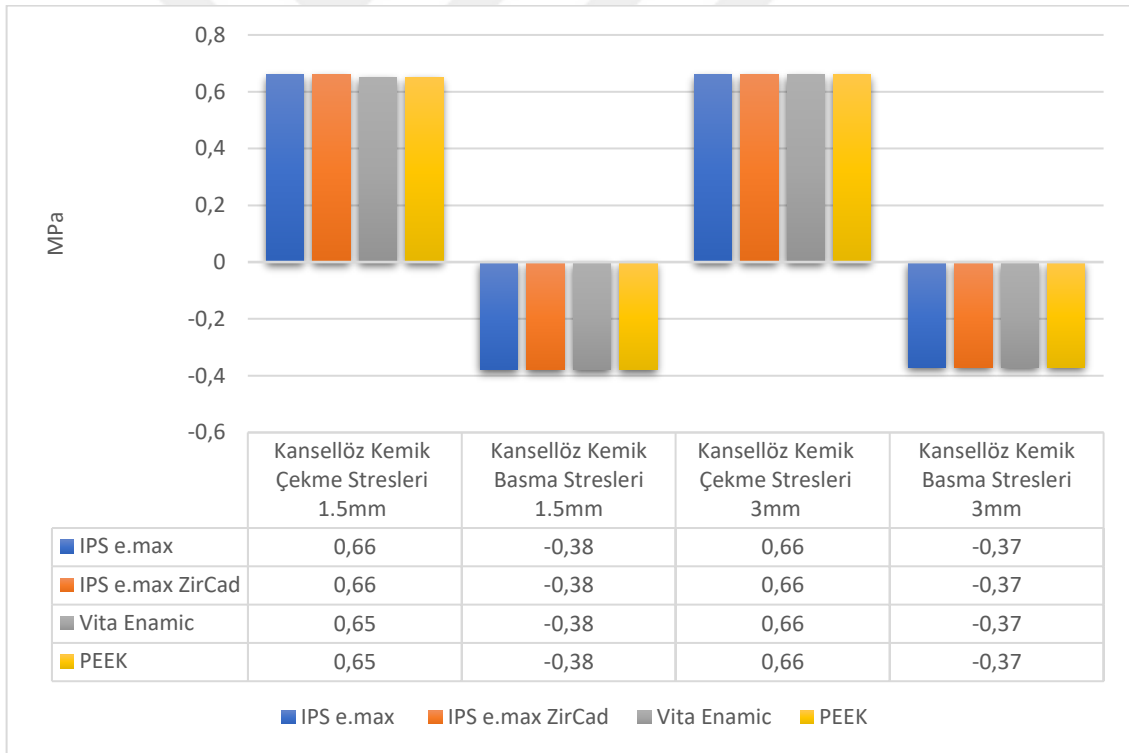
Yükleme sonrası, kansellöz kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri Tablo 4.3.'te gösterildi. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken maksimum değerler dikkate alındı. 1.5 mm ti-base modellerinde en yüksek çekme stresi, IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modellerinde 0.66 MPa olarak gözlenirken en düşük çekme stresi Vita Enamic ve PEEK modellerinde 0.65 MPa olarak tespit edildi. Çekme stresinin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin bukkal tarafındaki kansellöz kemikte gözlemlendi. Her implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Basma stresi değerleri ise 1.5 mm modellerinin hepsinde 0.38 MPa olarak bulundu. Basma stresinin yoğun olduğu alanlar mavi renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin palatinal tarafındaki kansellöz kemikte incelendi. Her implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı.

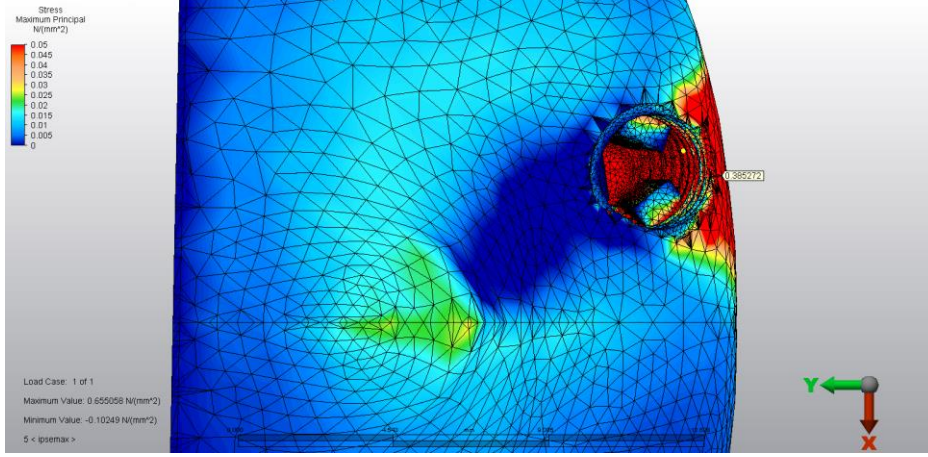
3 mm ti-base modellerinde çekme stresi değerleri tüm modellerde 0.65 MPa olarak tespit edildi. Çekme stresinin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin bukkal tarafındaki kansellöz kemikte incelendi. Her implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe

azalan bir stres dalgalanması saptandı. Basma stresi değerleri ise 3 mm modellerinin hepsinde 0.37 MPa olarak tespit edildi. Basma stresinin yoğun olduğu alanlar mavi renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, her modelin palatinal tarafındaki kansellöz kemikte gözlemlendi. Her implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres değeri saptandı.

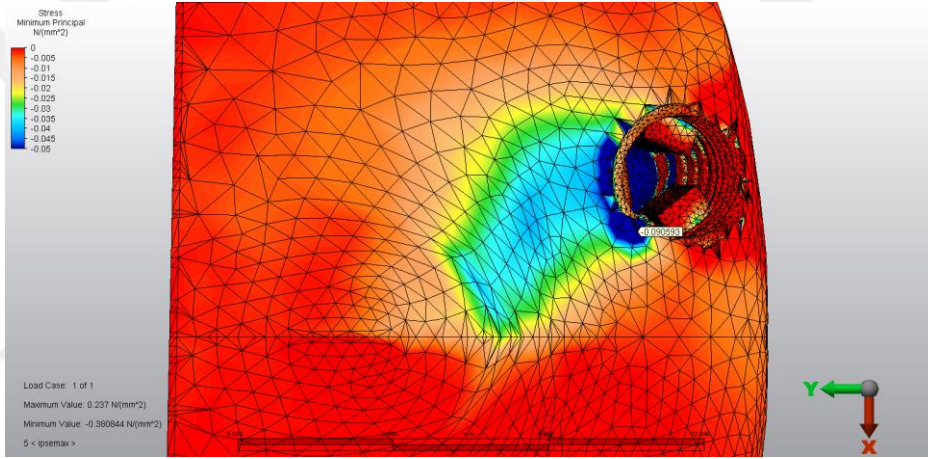
1.5 mm ve 3 mm ti-base modelleri birbirleriyle karşılaştırıldıklarında kansellöz kemikteki çekme ve basma stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. Tüm modellerde hibrit abutment materyalinin değişmesinin kansellöz kemikteki çekme ve basma streslerinin dağılımlarının ve miktarlarının değiştirmediği tespit edildi.

Tablo 4.3. Kansellöz Kemik Çekme ve Basma Stres Değerleri

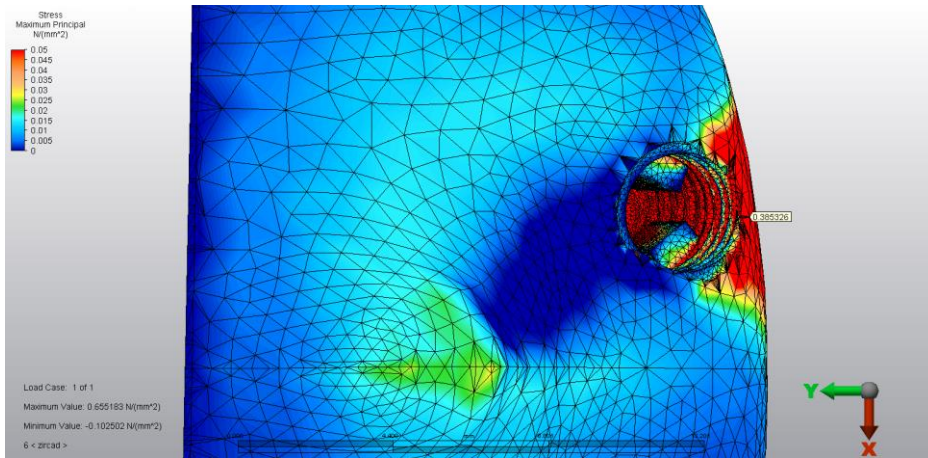




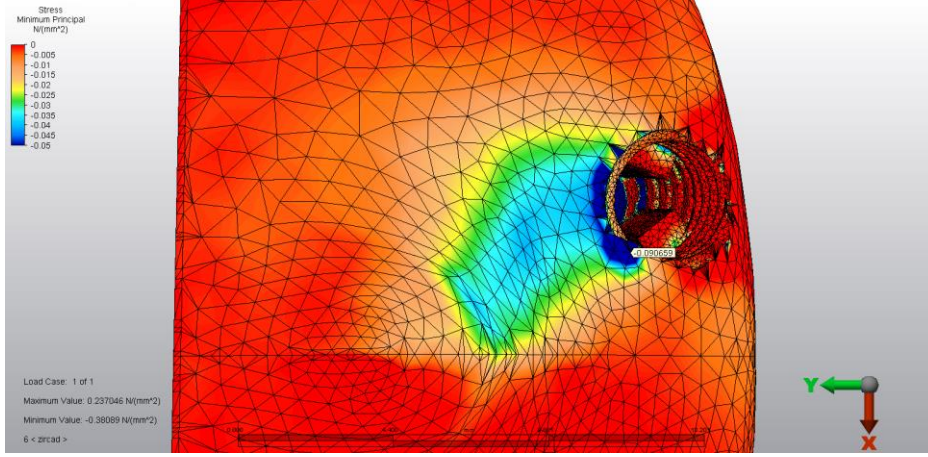
Şekil 4.25. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



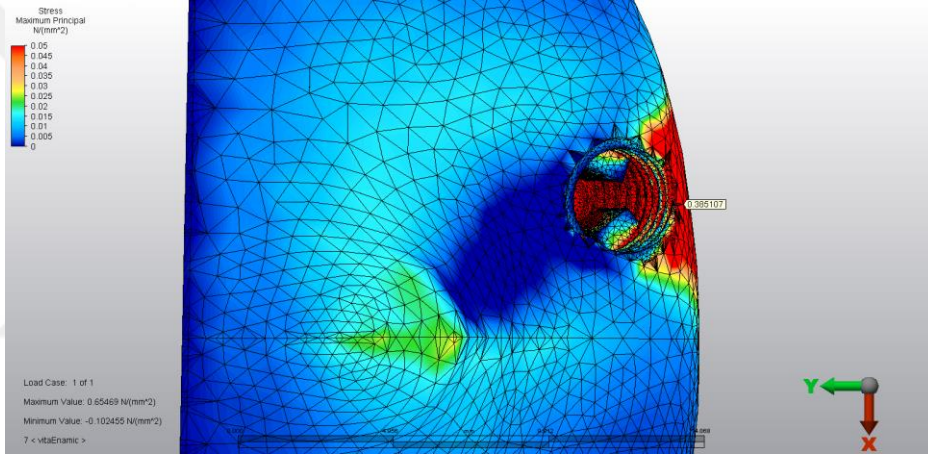
Şekil 4.26. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



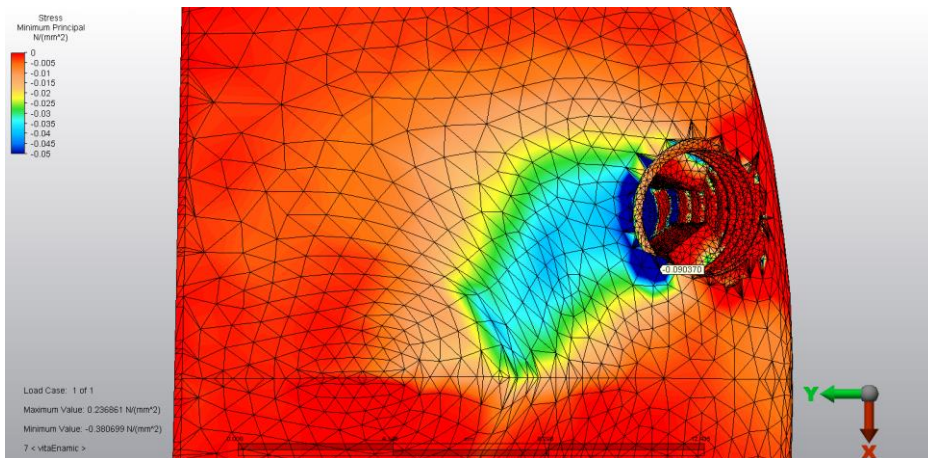
Şekil 4.27. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



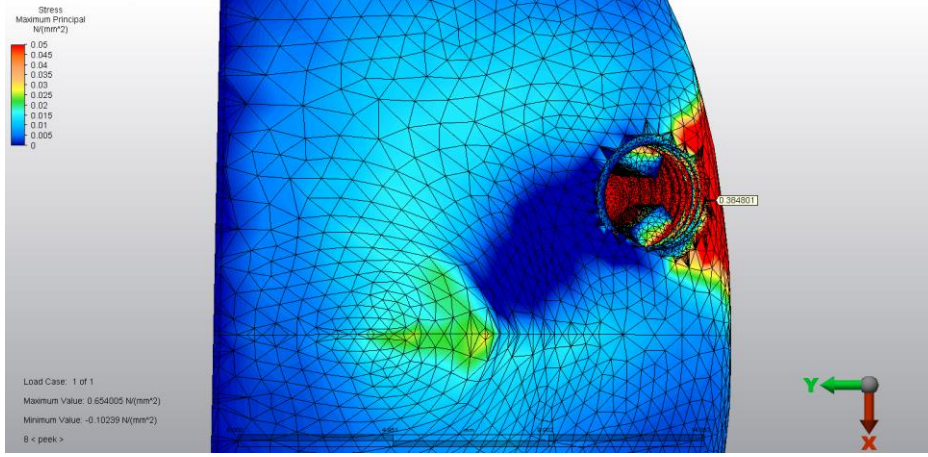
Şekil 4.28. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



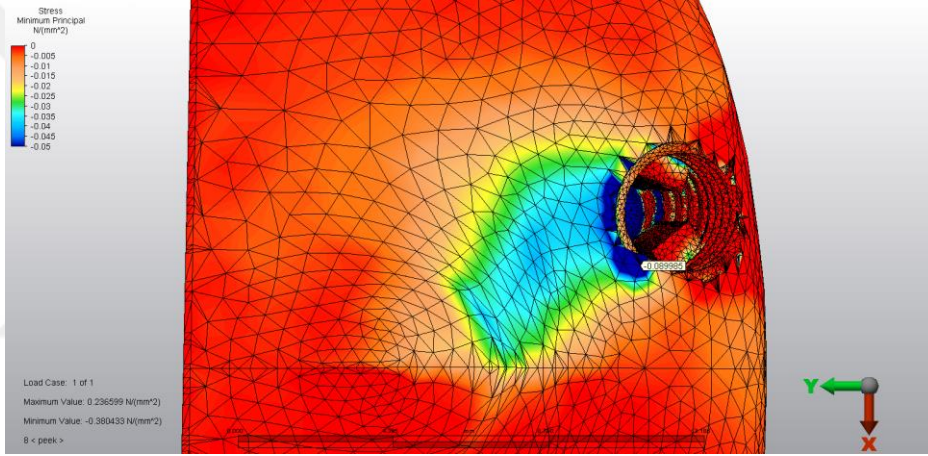
Şekil 4.29. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



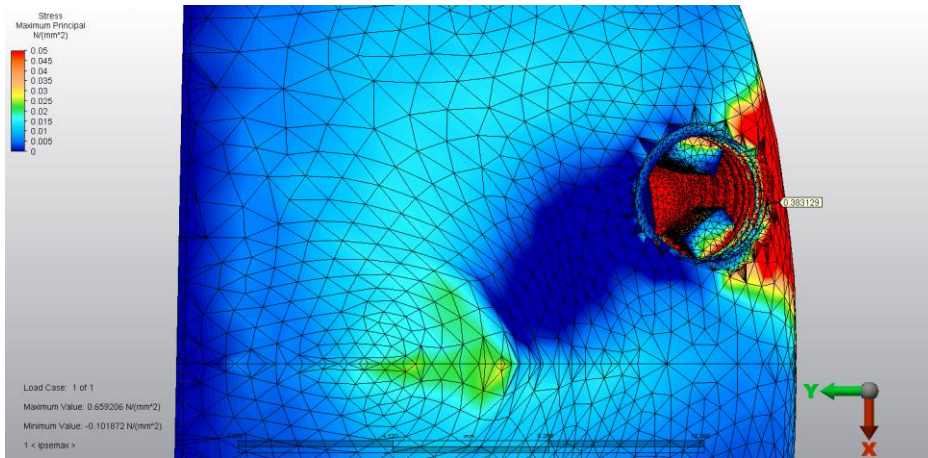
Şekil 4.30. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



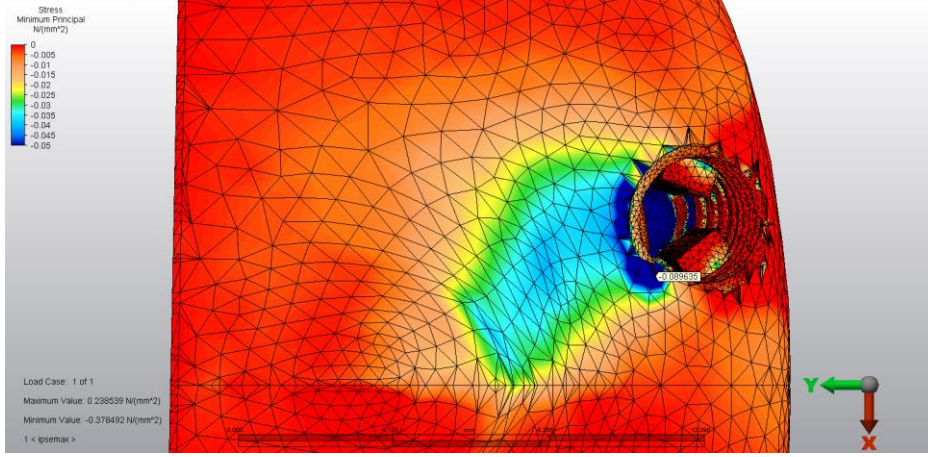
Şekil 4.31. 1.5 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



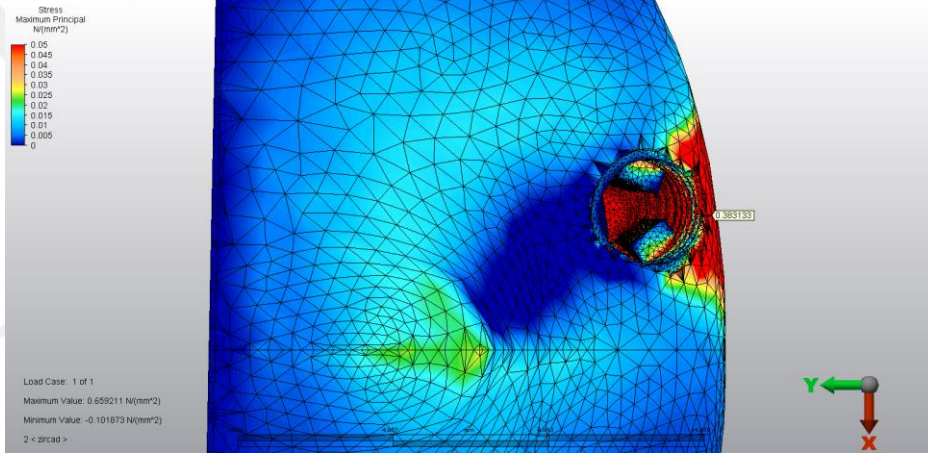
Şekil 4.32. 1.5 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



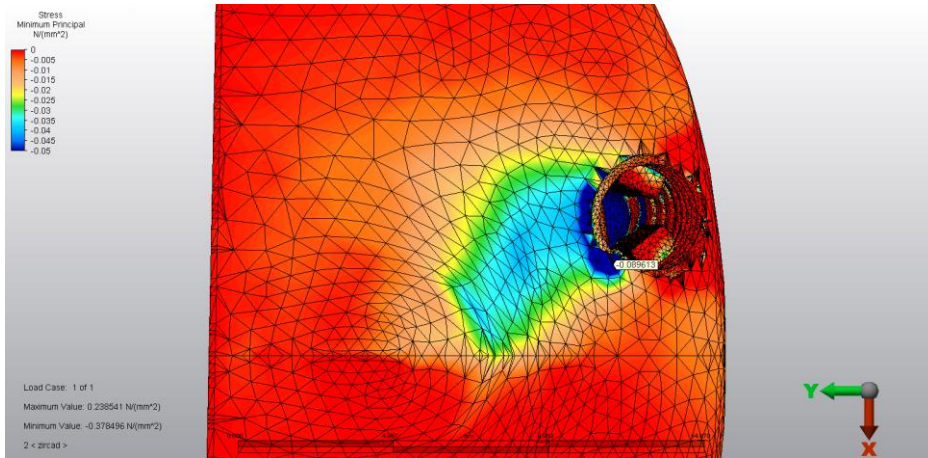
Şekil 4.33. 3 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



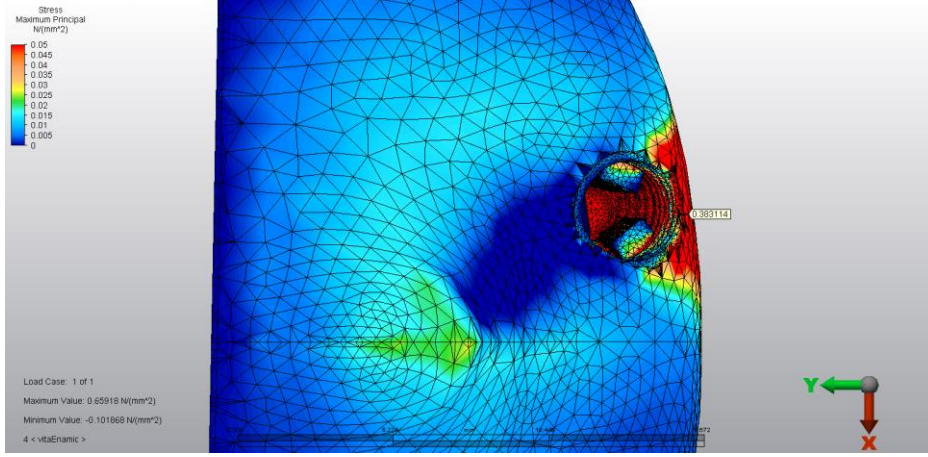
Şekil 4.34. 3 mm IPS e.max Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



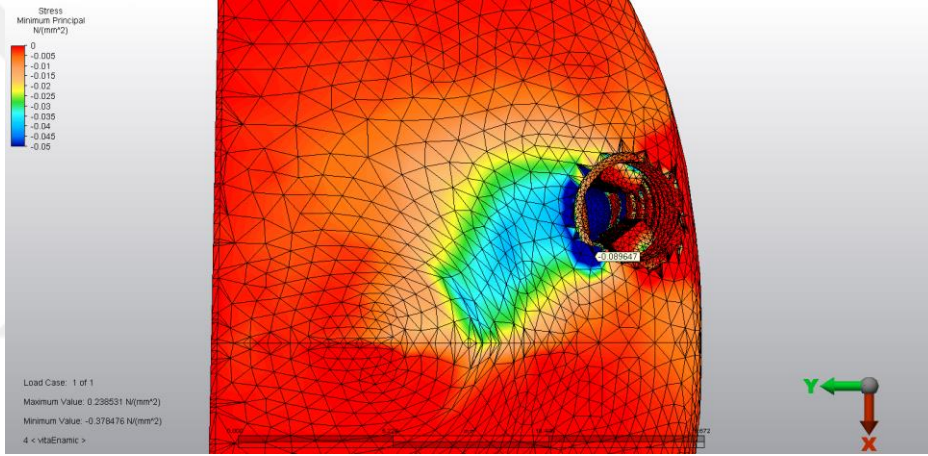
Şekil 4.35. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



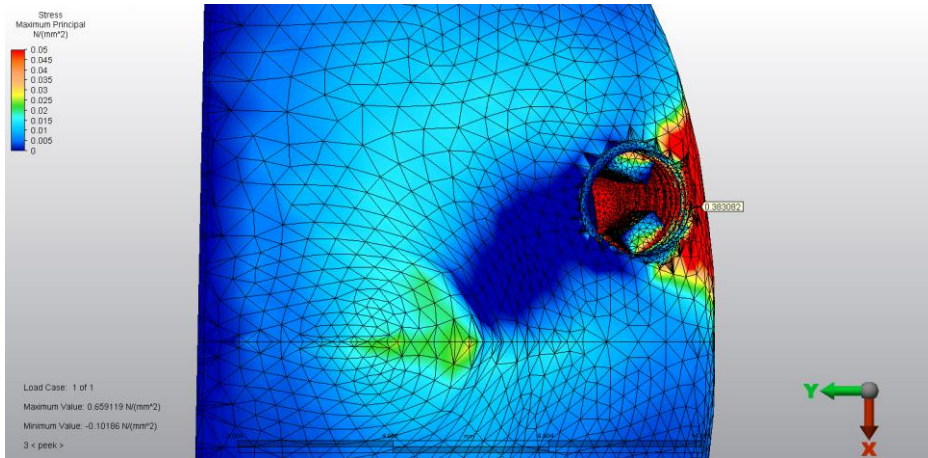
Şekil 4.36. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



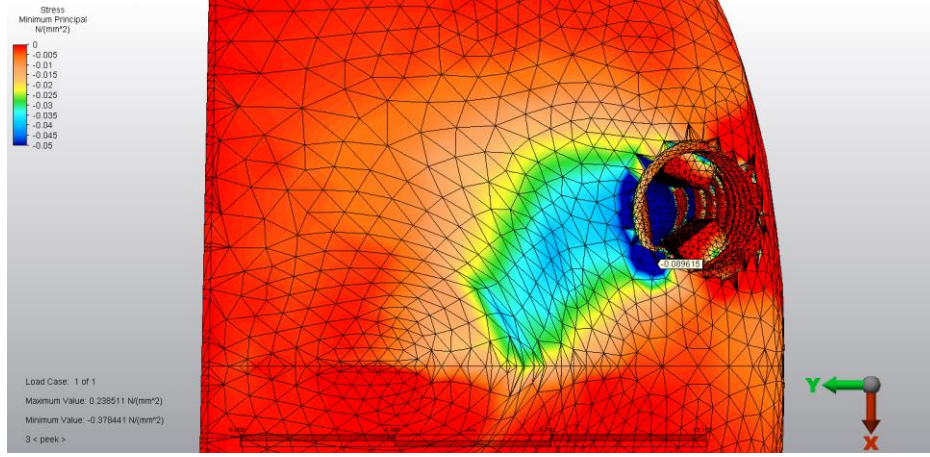
Şekil 4.37. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



Şekil 4.38. 3 mm Vita Enamic Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları



Şekil 4.39. 3 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Çekme Stresi Dağılımları



Şekil 4.40. 3 mm PEEK Modelinde Kansellöz Kemikte Oluşan Basma Stresi Dağılımları

4.4. Ti-Base Abutmentler Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Streslerinin İncelenmesi

Yükleme sonrası, 1.5 mm ve 3 mm Ti-base abutmentler üzerinde oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri Tablo 4.4. ve Tablo 4.5.'te gösterildi. Abutmentlerin basamak bölgesinden ve dişeti yüksekliğindeki kırmızı yoğun stres alanlarından stres değerleri alınarak değerlendirme yapıldı.

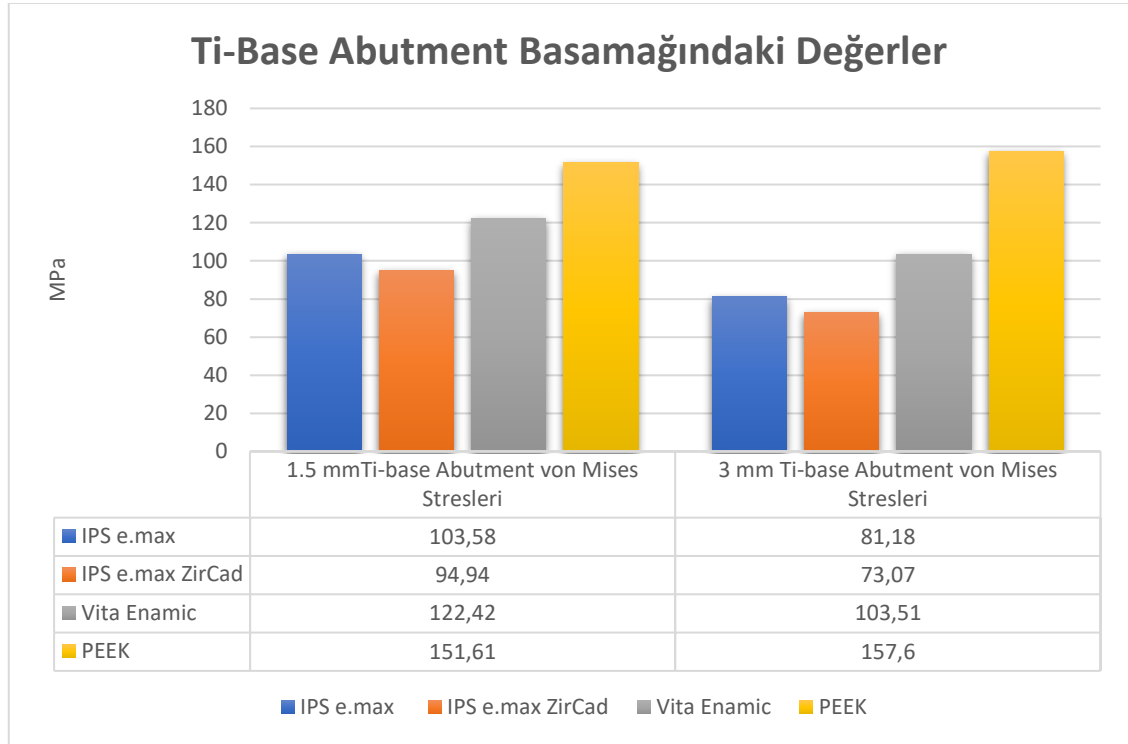
Bu yüklemelerde 1.5 mm ti-base abutmentlerin basamakları üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri PEEK modelinde 151.61 MPa olarak gözlenirken, en düşük von Mises stres değeri ise IPS e.max ZirCad modelinde 94.94 MPa olarak görüldü. Diğer değerler Tablo 4.4.' de gösterildi. PEEK modelinde gözlenen stres değerleri IPS e.max ZirCad modelinde meydana gelen stresten % 62 daha fazla olduğu tespit edildi. IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modellerinde gözlenen stres değerleri birbirine yakın değerler gösterdi. Vita Enamic modelinde gözlenen stres değerleri IPS e.max ZirCad modelinde meydana gelen stresten % 28 fazla olduğu bulundu.

Bu yüklemelerde 3 mm ti-base abutmentlerin basamakları üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri PEEK modelinde 157.6 MPa olarak gözlenirken, en düşük von Mises stres değeri ise IPS e.max ZirCad modelinde 73.07 MPa olarak tespit

edildi. Diğer değerler Tablo 4.4.' de gösterildi. PEEK modelinde gözlenen stres değerleri IPS e.max ZirCad modelinde meydana gelen stresten % 115 daha fazla olduğu tespit edildi. IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modellerinde gözlenen stres değerleri birbirine yakın değerler gösterdi. Vita Enamic modelinde gözlenen stres değerleri IPS e.max ZirCad modelinde meydana gelen stresten % 41 fazla olduğu bulundu.

1.5 mm ve 3 mm ti-base modellerinde stres değerlerinin karşılıklı değerlendirilmesi yapıldığında 3 mm ti-base modellerinin basamaklarında gözlenen stres değerleri 1.5 mm ti-base modellerinde gözlenen stres değerlerinden PEEK modeli hariç, daha düşük stres değerleri gösterdiği tespit edildi. PEEK modellerinde gözlenen stres değerleri birbirlerine yakın değerler gösterdi. 1.5 mm IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modellerindeki stres değerleri, 3 mm IPS e.max ve IPS e.max ZirCad modellerinde gözlenen stres değerlerinden % 28 fazla olduğu bulundu. 1.5 mm Vita Enamic modelinde gözlenen stres değerleri, 3 mm Vita Enamic modelinde gözlenen stres değerlerinden % 18 daha fazla olduğu gözlemlendi.

Tablo 4.4. Ti-Base Abutment Basamağında Gözlenen von Mises Stres Değerleri



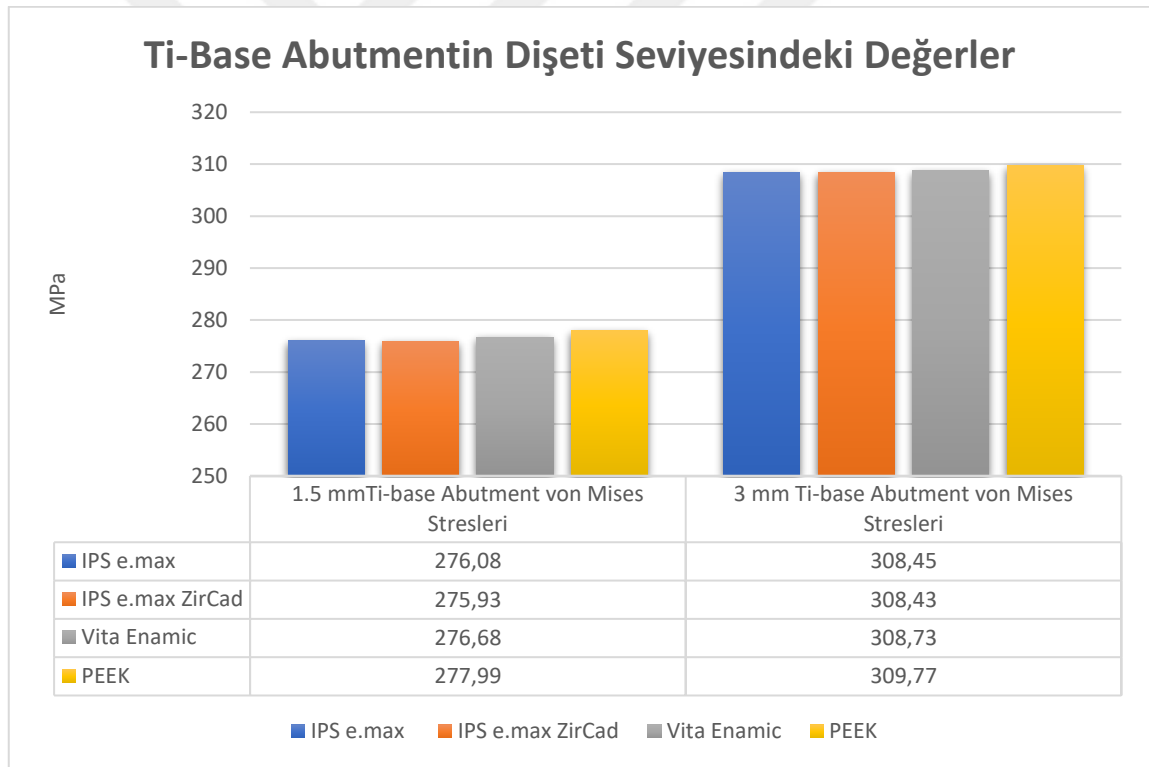
Ti-base abutmentlarda stresin değerlendirildiği 2. alan abutmentların dışı yüksekliklerinin ortasındaki kırmızı yoğun stres alanlarıdır ve bu alandan alınan stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı. 1.5 mm ti-base abutment modellerinde en yüksek von Mises stres değeri PEEK modelinde 277.99 MPa olarak gözlenirken en düşük von Mises stres değeri IPS e.max ZirCad modelinde 275.93 MPa olarak tespit edildi. Diğer von Mises stres değerleri Tablo 4.5.'te gösterildi. 1.5 mm modellerinde tüm stres değerleri birbirine benzer değerler gösterdiği bulundu. Bu noktadan alınan stres değerleri için hibrit abutment materyalinin ti-base abutment üzerinde oluşan stres değerlerini etkilemediği görüldü.

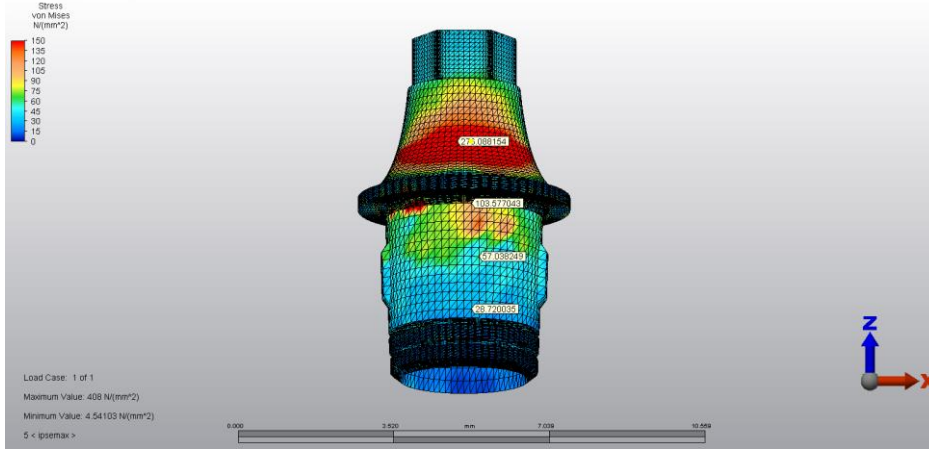
3 mm ti-base abutment modellerinde en yüksek von Mises stres değeri PEEK modelinde 309.77 MPa olarak gözlenirken en düşük von Mises stres değeri IPS e.max ZirCad modelinde 308.43 MPa olarak tespit edildi. Diğer von Mises stres değerleri Şekil 4.5.'te gösterildi. 3 mm modellerinde tüm stres değerleri birbirine benzer değerler

gösterdiği görüldü. Bu noktadan alınan stres değerleri için hibrit abutment materyalinin ti-base abutment üzerinde oluşan stres değerlerini etkilemediği bulundu.

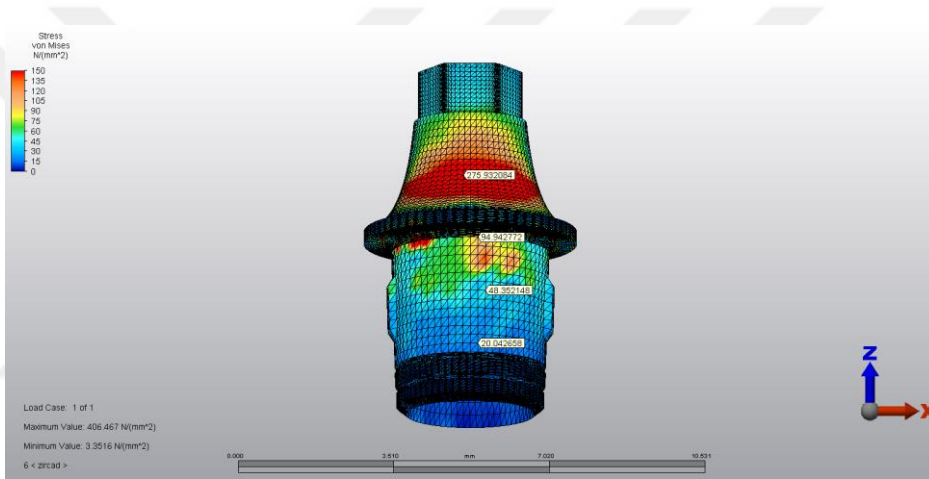
1.5 mm ve 3 mm ti-base abutmentlerin dişeti yüksekliklerinden alınan stresler karşılıklı değerlendirildiğinde, 3 mm ti-base abutmentlarda, 1.5 mm ti-base abutmentlara göre abutmentin dişeti seviyesinde % 12 fazla stres birikimi tespit edildi. Sonuç olarak, 1.5 mm abutmentların basamaklarında von Mises stres değerleri daha yüksekken, 3 mm abutmentların dişeti yüksekliklerinde von Mises stres değerleri daha yüksek olarak gözlemlendi.

Tablo 4.5. Ti-Base Abutmentin Dişeti Yüksekliğinde Gözlenen von Mises Stres Değerleri

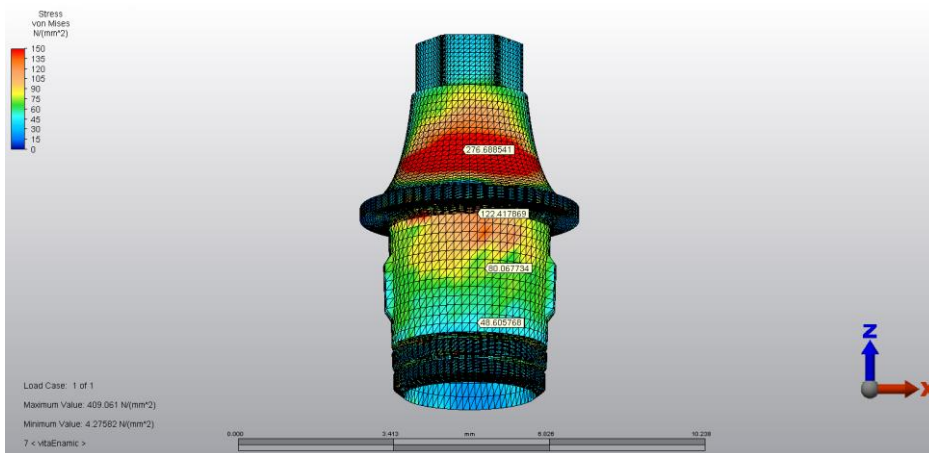




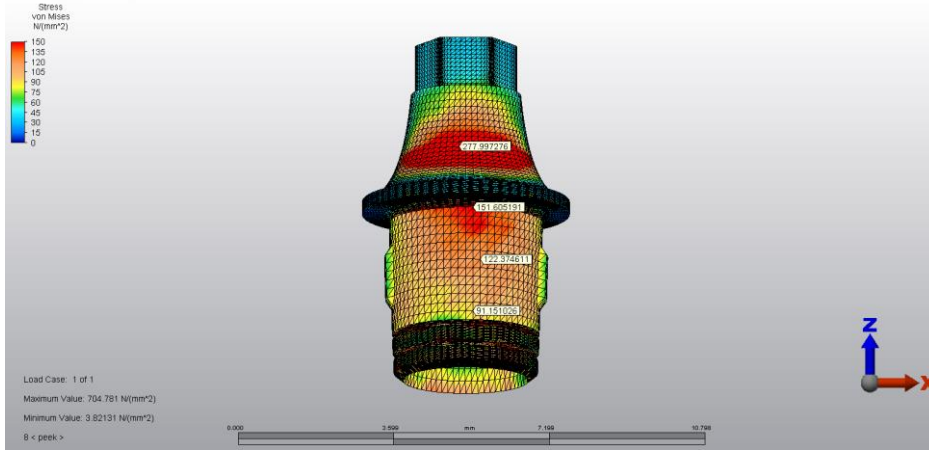
Şekil 4.41. 1.5 mm IPS e.max Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



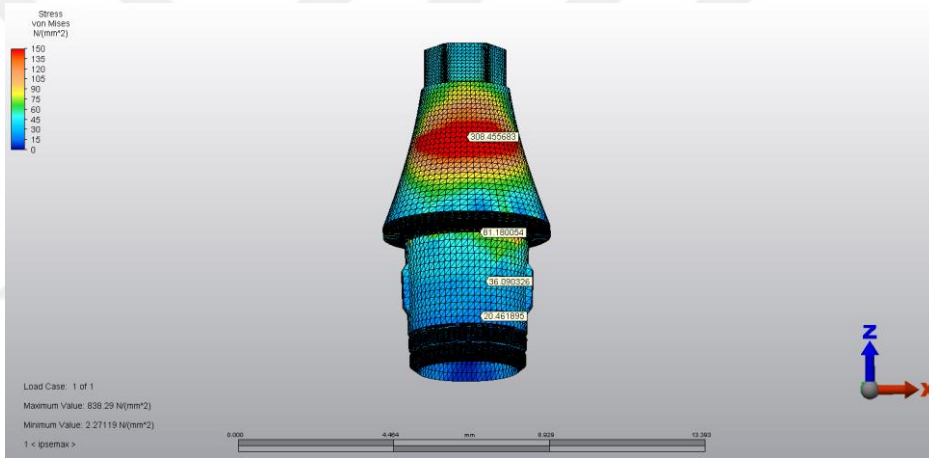
Şekil 4.42. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



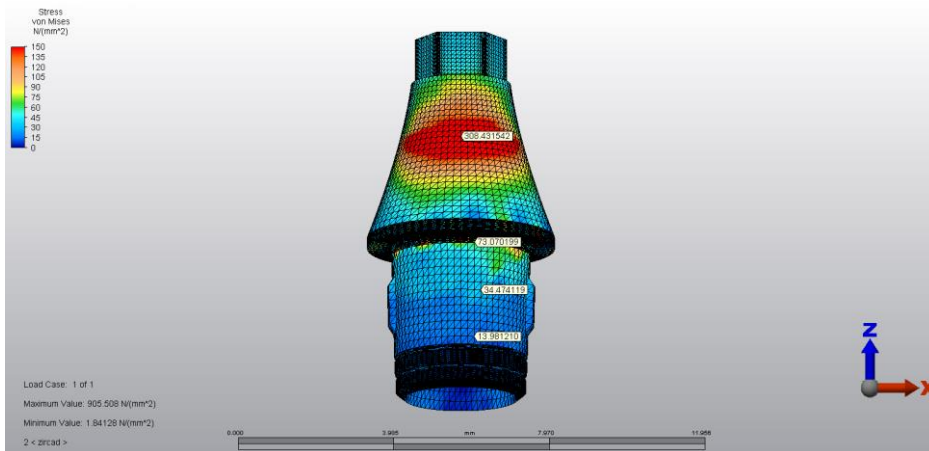
Şekil 4.43. 1.5 mm Vita Enamic Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



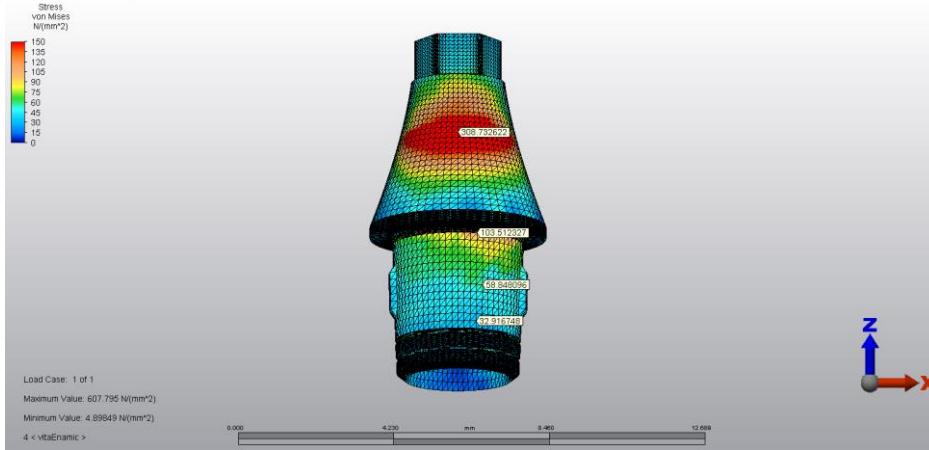
Şekil 4.44. 1.5 mm PEEK Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



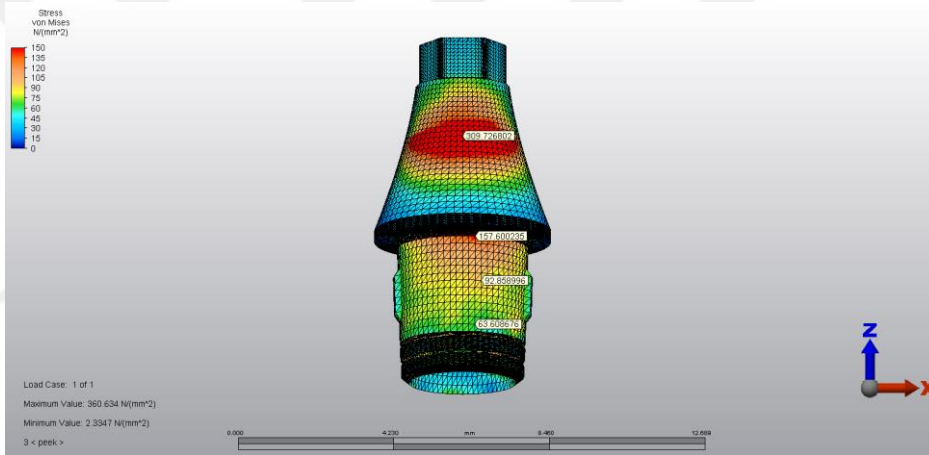
Şekil 4.45. 3 mm IPS e.max Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.46. 3 mm IPS e.max ZirCad Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.47. 3 mm Vita Enamic Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.48. 3mm PEEK Modelinde Ti-Base Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları

4.5. Hibrit Abutmentler Üzerinde Oluşan Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Fonksiyonel yükler altında, hibrit abutmentler üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları Tablo 4.6. da gösterildi. Hibrit abutmenler üzerindeki stres değerleri, hibrit abutmentin Ti base abutment üzerine oturduğu basamak kısmından alındı.

3.5 mm hibrit abutment modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri IPS e.max ZirCad modelinde 61.87 MPa, en düşük değer ise PEEK modelinde 22.02 MPa olarak görüldü. Diğer stres değerleri Tablo 4.6. da gösterildi. IPS e.max ve

IPS e.max ZirCad hibrit abutmentler üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin birbirine benzer olduğu tespit edildi. IPS e.max ZirCad hibrit abutment üzerinde oluşan von Mises stresleri, PEEK hibrit abutment üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinden % 180 fazla olduğu belirlendi. Vita Enamic hibrit abutmentler üzerinde oluşan von Mises stres değerleri IPS e.max ZirCad'ten % 24 daha düşük değerler gösterirken, PEEK hibrit abutmentten % 120 fazla stres değerleri gösterdi.

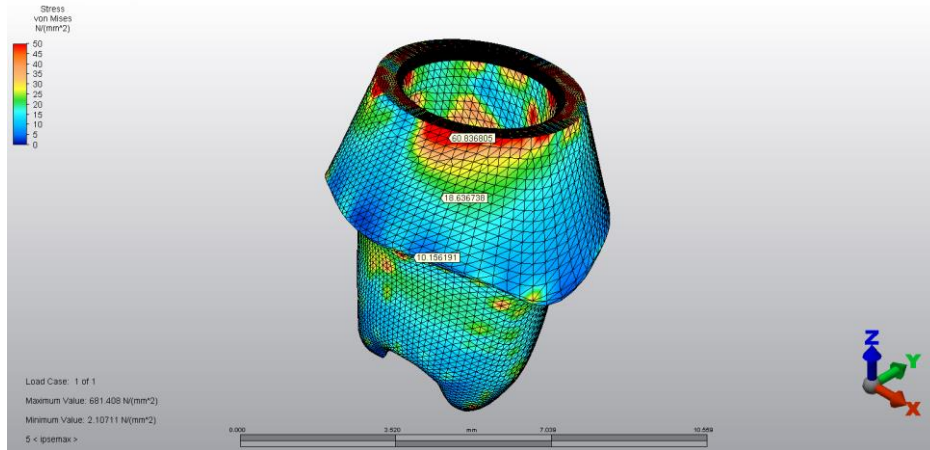
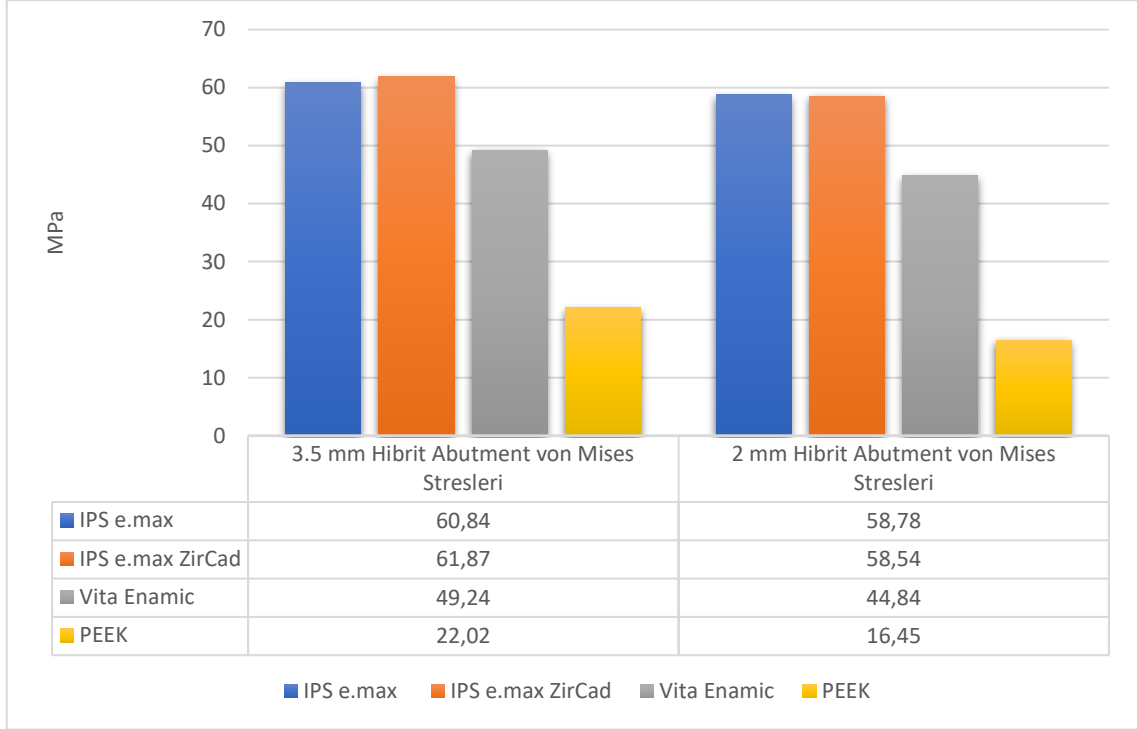
2 mm hibrit abutment modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri IPS e.max modelinde 58.78 MPa, en düşük değer ise PEEK modelinde 16.45 MPa olarak tespit edildi. Diğer stres değerleri Tablo 4.6. da gösterildi. IPS e.max ve IPS e.max ZirCad hibrit abutmentler üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin birbirine benzer olduğu bulundu. IPS e.max hibrit abutment üzerinde oluşan von Mises stresleri, PEEK hibrit abutment üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinden % 262 fazla olduğu belirlendi. Vita Enamic hibrit abutmentler üzerinde oluşan von Mises stres değerleri IPS e.max'ten % 31 daha düşük değerler gösterirken, PEEK hibrit abutmentten % 172 fazla stres değerleri gösterdi.

2 mm ve 3.5 mm dişeti yüksekliğine sahip IPS e.max ve IPS e.max ZirCad hibrit abutmentler üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin birbirine benzer olduğu tespit edildi. 3.5 mm dişeti yüksekliğine sahip Vita Enamic hibrit abutmentler üzerindeki stres değerlerinin, 2 mm Vita Enamic hibrit abutment üzerindeki stres değerlerinden % 11 fazla olduğu bulundu. 3.5 mm dişeti yüksekliğine sahip PEEK hibrit abutmentler üzerindeki stres değerlerinin, 2 mm PEEK hibrit abutment üzerindeki stres değerlerinden % 37 fazla olduğu anlaşıldı.

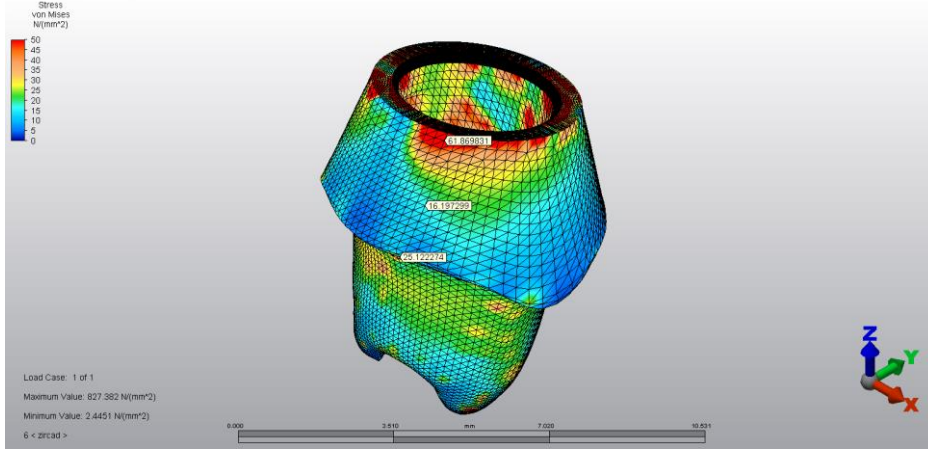
Hibrit abutmentlar arasındaki yapılan stres değerlendirmeleri sonucunda IPS e.max = IPS e.max ZirCad > Vita Enamic > PEEK olduğu tespit edildi. En düşük stres değerleri her iki dişeti yüksekliğinde de PEEK hibrit abutmentlerde bulundu. Dişeti

yüksekliğinin artması tüm modellerde hibrit abutmentler üzerinde meydana gelen von Mises stres değerlerinin azalmasını sağlamıştır.

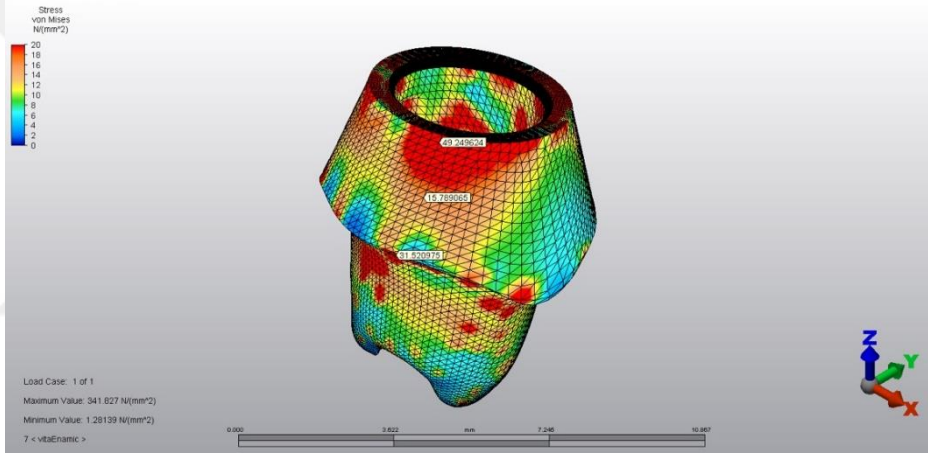
Tablo 4.6. Hibrit Abutmentler Üzerinde Oluşan von Mises Stresleri



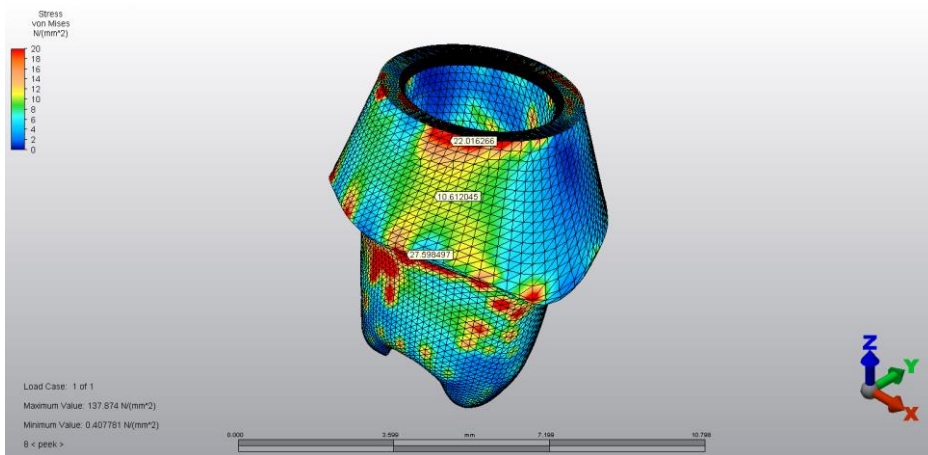
Şekil 4.49. 3,5 mm IPS e.max Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



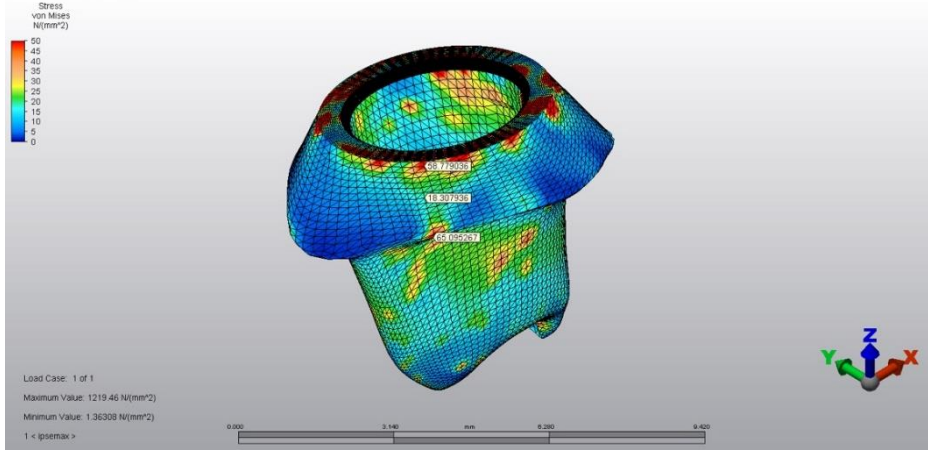
Şekil 4.50. 3,5 mm IPS e.max ZirCad Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



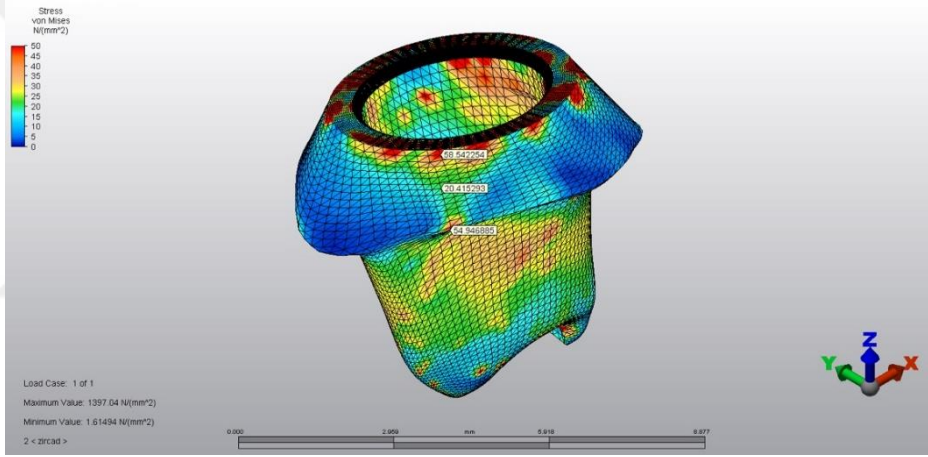
Şekil 4.51. 3,5 mm Vita Enamic Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



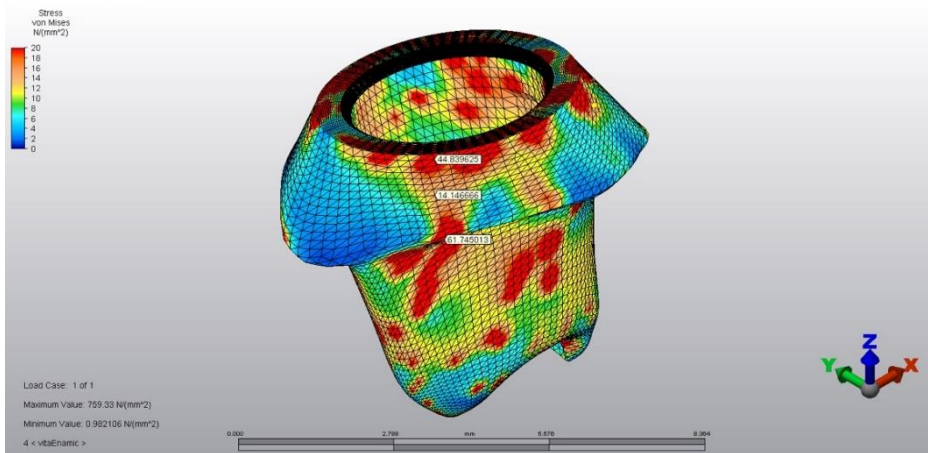
Şekil 4.52. 3,5 mm PEEK Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



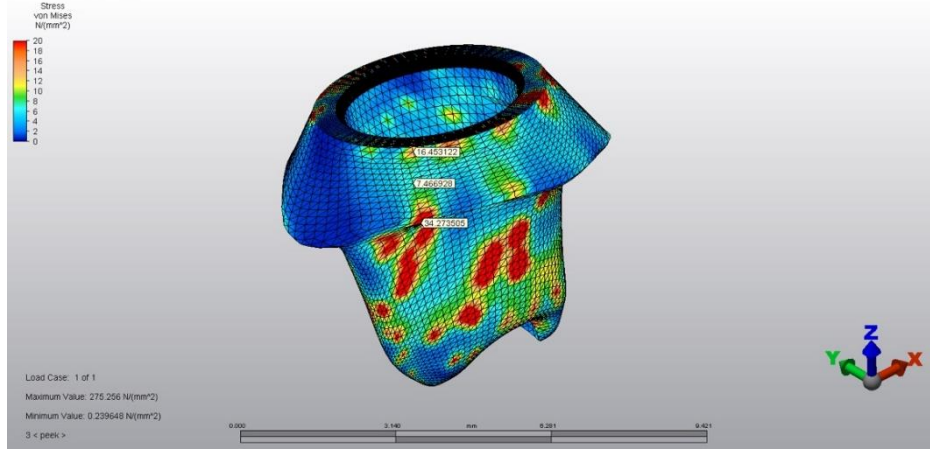
Şekil 4.53. 2 mm IPS e.max Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.54. 2 mm IPS e.max ZirCad Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.55. 2 mm Vita Enamic Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.56. 2 mm PEEK Hibrit Abutment Üzerinde Oluşan von Mises Stres Dağılımları

4.6. Kronlar Üzerinde Oluşan Von Mises Streslerinin Değerlendirilmesi

Fonksiyonel yükler altında, kronlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları Tablo 4.7. de gösterildi. Kronlar üzerinde stres değerlendirmeleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleri göz önüne alındı. Tüm modellerde kron yapıları IPS e.max materyalinden üretildi.

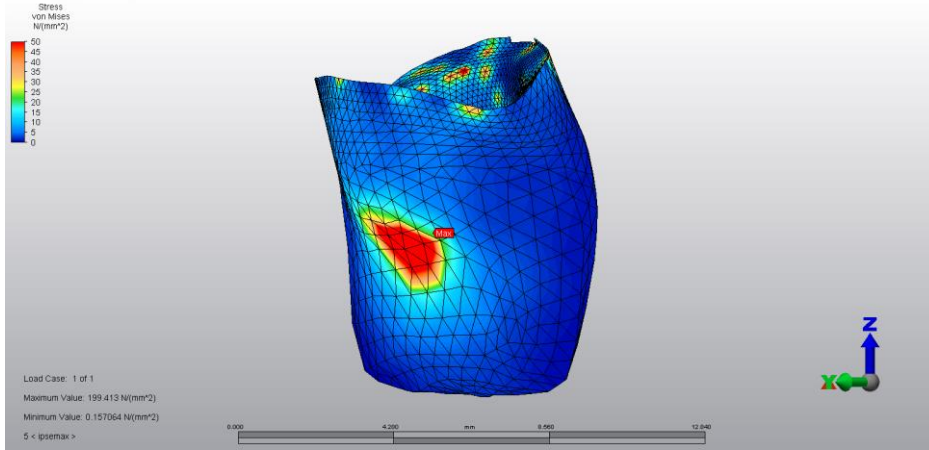
1.5 mm modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri IPS e.max ZirCad modelinde 273.06 MPa, en düşük değer ise PEEK modelinde 166.66 MPa olarak tespit edildi. Diğer stres değerleri Tablo 4.7. de gösterildi. IPS e.max ve PEEK modellerinde IPS e.max kron üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin birbirine benzer olduğu görüldü. IPS e.max ZirCad modeli üzerindeki kronta oluşan von Mises stresleri, Vita Enamic modeli üzerindeki kronta oluşan von Mises stres değerlerinden % 64 fazla olduğu belirlendi. Vita Enamic modeller üzerindeki kronlarda oluşan von Mises stres değerleri IPS e.max ve PEEK modelleri üzerindeki kronlarda oluşan stres değerlerinden % 17 daha düşük stres tespit edildi.

3 mm modellerinin yüklemesinde; en yüksek von Mises stres değeri IPS e.max ZirCad modelinde 249.82 MPa, en düşük değer ise Vita Enamic modelinde 166.7 MPa olarak tespit edildi. Diğer stres değerleri Tablo 4.7. de gösterildi. Vita Enamic ve PEEK modellerinde IPS e.max kron üzerinde oluşan von Mises stres değerlerinin birbirine

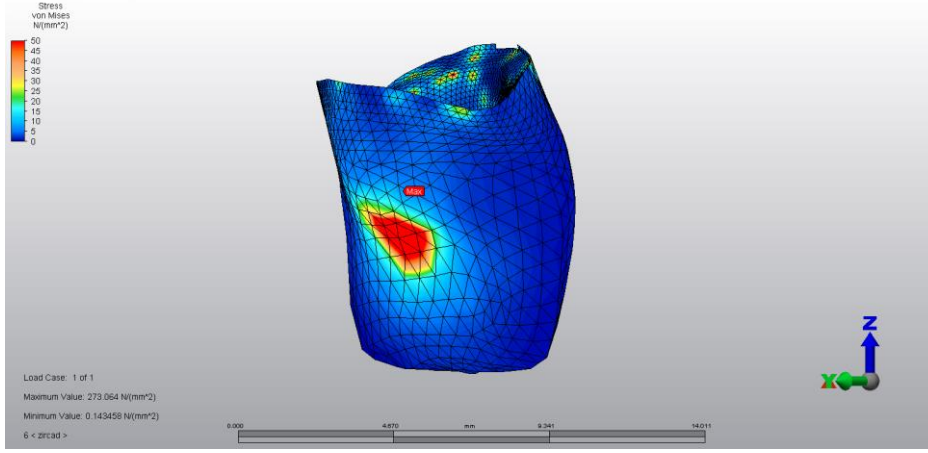
benzer olduğu bulundu. IPS e.max ZirCad modeli üzerindeki krona oluşan von Mises stresleri, Vita Enamic modeli üzerindeki krona oluşan von Mises stres değerlerinden % 50 fazla olduğu belirlendi. IPS e.max ZirCad model üzerindeki krona oluşan von Mises stresleri, IPS e.max model üzerindeki krona oluşan von Mises streslerinden % 22 fazla olduğu gözlemlendi.

Tüm modellerin birlikte değerlendirilmesi yapıldığında; 1.5 mm ve 3 mm IPS e.max modellerin üzerindeki kronların stres değerlerinin birbirine benzer olduğu görüldü. 1.5 mm ve 3 mm Vita Enamic modellerin üzerindeki kronların stres değerlerinin de birbirine benzer olduğu tespit edildi. IPS e.max ve Vita Enamic modelleri üzerindeki kronlar için ti-base abutmentin dişeti seviyelerinin farklı olması stres değerleri üzerinde bir farklılığa sebep olmadığı anlaşıldı. 3 mm IPS e.max ZirCad modeli üzerindeki krona oluşan von Mises stres değerlerinin, 1.5 mm IPS e.max ZirCad modeli üzerindeki krona oluşan Von Mises stres değerlerinden % 9,6 daha düşük olduğu bulundu. 3 mm PEEK modeli üzerindeki krona oluşan von Mises stres değerlerinin, 1.5 mm PEEK modeli üzerindeki krona oluşan Von Mises stres değerlerinden % 19 daha düşük olduğu görüldü. IPS e.max ZirCad ve PEEK modelleri üzerindeki kronlar için 3 mm ti-base yüksekliği kullanılmasının stres değerlerini azalttığı gözlemlendi. Tüm modeller için streslerin toplandığı alanlar, kronların kole bölgeleri ve yüklemenin uygulandığı alanlar olarak tespit edildi.

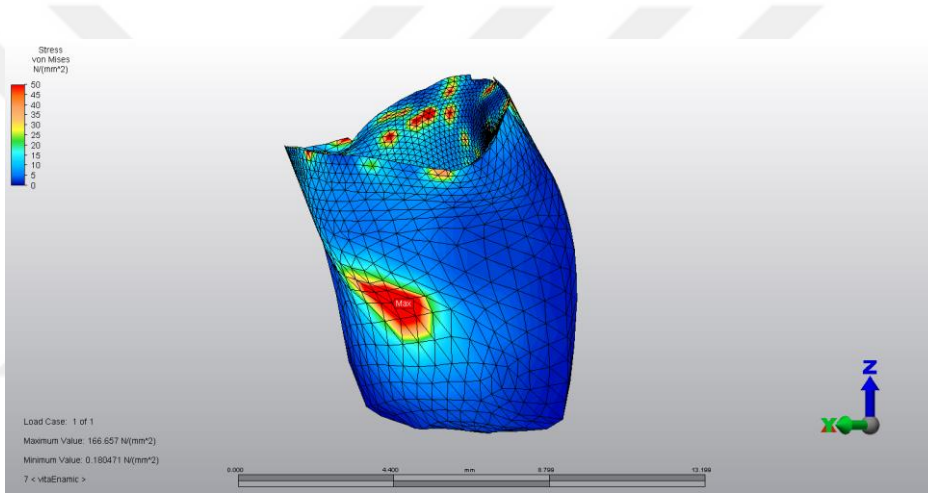
Tablo 4.7. Kronlar Üzerinde Oluşan von Mises Stresleri



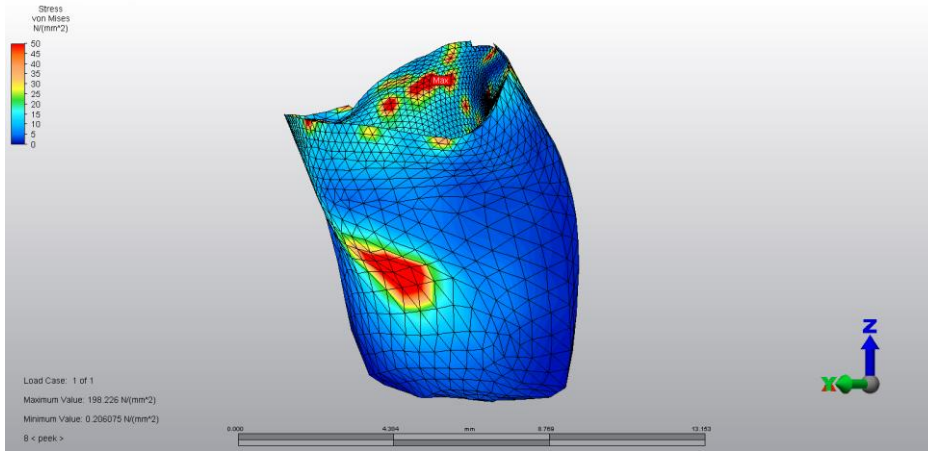
Şekil 4.57. 1.5 mm IPS e.max Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



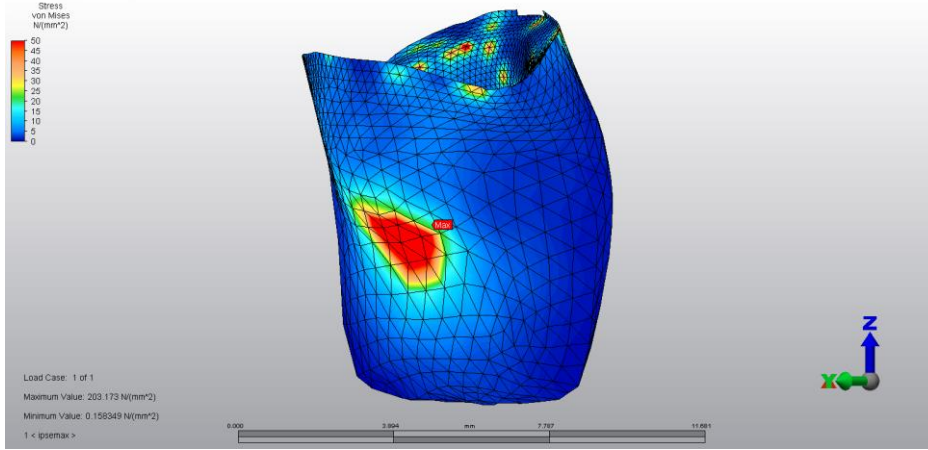
Şekil 4.58. 1.5 mm IPS e.max ZirCad Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



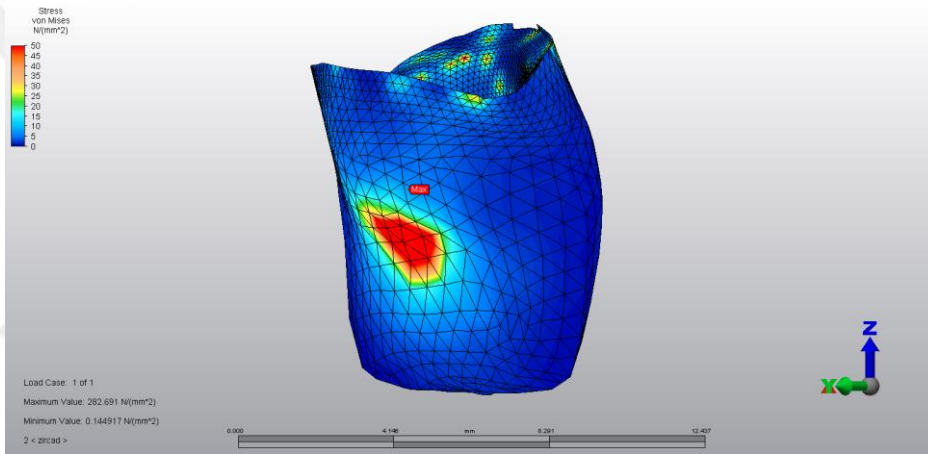
Şekil 4.59. 1.5 mm Vita Enamic Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



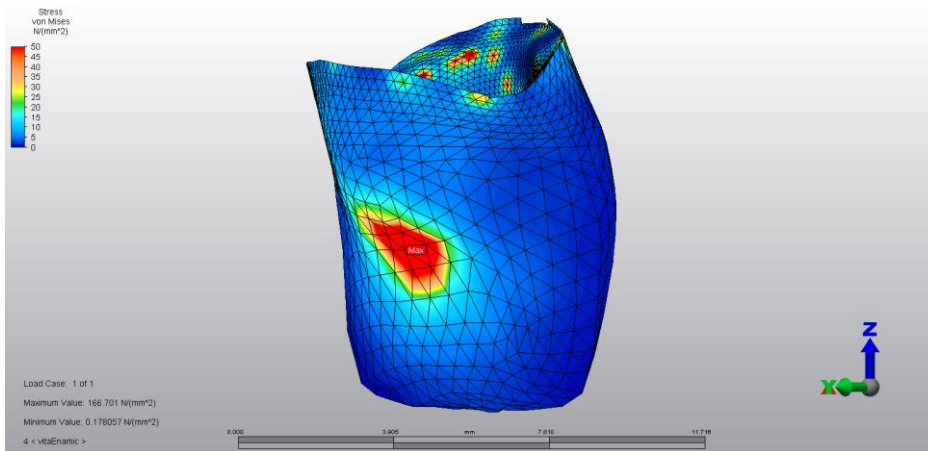
Şekil 4.60. 1.5 mm PEEK Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



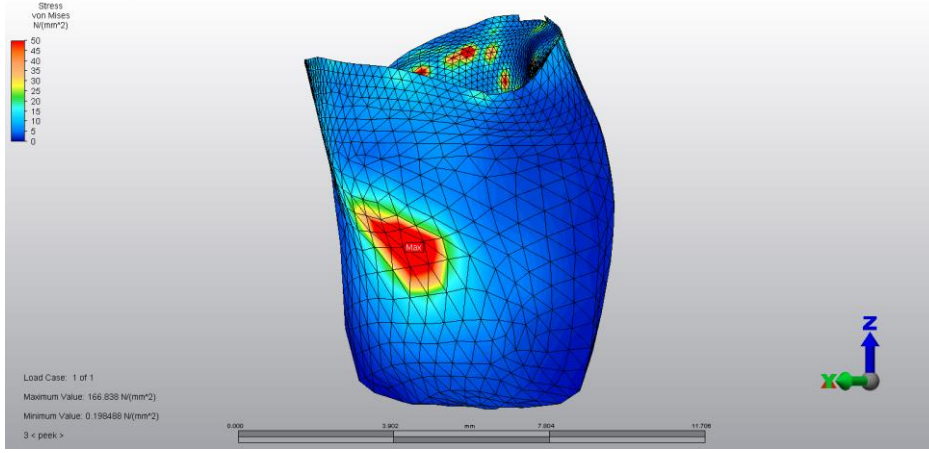
Şekil 4.61. 3 mm IPS e.max Modeli Üzerindeki Kronga Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.62. 3 mm IPS e.max ZirCad Modeli Üzerindeki Kronga Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.63. 3 mm Vita Enamic Modeli Üzerindeki Kronga Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



Şekil 4.64. 3 mm PEEK Modeli Üzerindeki Krona Oluşan Von Mises Stres Dağılımları



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, tüm hibrit abutment materyallerinin, implant ve periferal kemik stres dağılımları üzerinde oluşturdukları biyomekanik özellikler birbirlerine benzer değerler göstermiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda Vita Enamic materyalinin kullanılmasıyla implant ve periferal kemikteki stres dağılımlarının azalacağını düşündüğümüz hipotezimiz reddedilmiştir. Ti-base abutmentların dişeti yüksekliklerinin artmasıyla implant üzerindeki stres dağılımlarının % 12 oranında düştüğü, periferal kemikteki stres değerlerinin değişmediği gözlenmiştir. 2. hipotezimizde sonuçlar doğrultusunda implantlar üzerindeki stres dağılımlarının düşüreceğini ön gördüğümüz kısmı kabul edilmiş olup periferal kemik üzerinde değişim olmaması yönünden de reddedilmiştir.

Maksiller anterior bölge diş eksikliklerinin rehabilitasyonlarında sıklıkla sabit ve hareketli protetik restorasyonlar kullanılmaktadır. Günümüzde, hastaların artan estetik beklentileri sebebiyle estetik ve fonksiyon sağlamadığında, hasta memnuniyet azalmaktadır. Diş eksikliklerinin rehabilitasyonlarında dental implantlar tedavi seçenekleri arasında oldukça önemli bir yere sahip olmuştur. Yapılan çalışmalar hem tek diş eksiklerinde,^{171, 172} hem de kısmi dişsiz arklara yerleştirilen implantların yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir.^{79, 173}

Branemark'ın osteointegrasyon terimini diş hekimliğinde tanımlamasıyla birlikte titanyum implantlar geniş kullanım alanları bulmuşlardır ve başarı oranları da oldukça yüksektir.^{174, 175} Önceki yıllarda osteointegre bir implant çevre dokular sağlıklıysa ve implantlar uzun sürelerle ağızda kalıyorsa başarılı bir tedavi olarak düşünülürken günümüzde implant başarısında tüm bu faktörlerin yanı sıra estetik faktörlerinde önemli rol oynadığı tespit edilmiştir.¹⁷⁶ Belser ve ark.¹⁷⁷ yaptığı çalışmaya göre anterior bölgeye yerleştirilen implantların, çenelerde başka bölgelere yerleştirilen implantlarla aynı başarı

oranı gösterdiği belirtilmiştir. Henry ve ark¹⁷⁸ yaptığı 5 yıllık takipli bir çalışmada anterior maksillaya uygulanan implantların % 96 başarı oranına sahip olduğunu saptarken, % 9 oranında ise estetik komplikasyonların görüldüğü belirlenmiştir.

Diş hekimliğinde yapılan implant tedavilerinde başarı ve başarısızlıkların anahtarı uygulanan stresin destek dokulara aktarılma biçimidir. Bu bakımdan implant destekli protezlerin uzun dönem başarısı için restorasyonların biyomekanik açıdan değerlendirilmesi önem taşımaktadır.¹⁷⁹ Yapılan restorasyonların başarısı için kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin ve materyallerin kuvvetler karşısında gerilme değerleri ve streslerin dağılımlarını bilinmesi gerekmektedir. İmplant ve doğal dişler farklı çiğneme kuvvetlerinden sorumlu olmaktadır^{10, 11} ve bu farklılık elastik tampon görevi gören periodontal ligamentin varlığı ya da yokluğuyla yakından ilişkilidirler.¹⁴ Bu yapıların biyomekanik cevaplarının analizi, biyomateryallerin kompleksliği, dental anatomi ve mikroyapısal detaylar sebebiyle zor olmaktadır. İmplantlardan destek dokulara yük transferinin ve stres dağılımının ; yüklemenin büyüklüğüne ve yönüne , kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, uygulanan protez tipine ve materyal özelliklerine, çevreleyen kemik kalitesine ve miktarına bağlı olmakla birlikte birçok biyomekanik faktörle ilişkilendirilmiştir.¹⁸⁰ Bu farklılıkların implant, protez ve çevre kemik dokuları üzerinden etkisinin in-vivo testlerle tespit edilmesi, in-vivo testlerin maliyetleri, riskleri ve etik problemler sebebiyle neredeyse imkansız olmaktadır.¹⁸¹ Bu yüzden kemikte meydana gelen gerinim ve gerilimlerin sayısal olarak ölçülmesi amacıyla, araştırmacılar arasında in-vitro çalışmalar ve matematiksel modellerin analizleri daha popüler hale gelmiştir. Son yıllarda diş hekimliği alanında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.^{34,181-183} SESA'leri, materyallerin özelliklerini standardize

etmektedir^{7,8,129,184} ve karmaşık geometrilerdeki materyallerin biyomekanik davranışlarını değerlendirmek için uygun ve analitik bir yöntemdir.⁷

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, yapıların bilgisayar ortamında matematiksel modelleri elde edilmektedir. Elde edilen sonuçlar tekrarlanabilir nitelik taşımaktadır. Karmaşık geometrik yapıya sahip cisimlerin modellenmesi yapılarak, farklı mekanik özelliklere sahip cisimlerin stres altında gösterdiği davranışlar incelenebilir. Sonlu elemanlar modelleri gerçekliğin basitleştirilmiş halidir. Yapılan bu basitleştirmeler ve sadeleştirmeler dikkatli yapılmalı ve her zaman değerlendirilen soruna uygun yapılmalıdır. Oluşturulan matematiksel modeller üzerinde sınır koşulları, materyal özellikleri, modellerin geometrileri ve yükleme koşulları gerçeğe uygun şekillerde değiştirilebilmekte ve elde edilen sonuçlar oldukça hassas değerler vermektedir.¹⁸⁵ Modellemenin gerçek yapılara uygunluğu sayesinde implant, diş, protetik üst yapı ve çevre kemik yapıya kuvvet iletim ve dağılım mekanizması çok hassas ve detaylı değerlendirmeye olanak sağlamakta⁷ ve yapılan diğer çalışmalarda SESA'nin diğer yöntemlerle karşılaştırılmasında uyumlu ve tutarlı sonuçların elde edildiği tespit edilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizinin diğer avantajlarının da göz önünde bulundurulmasıyla tez çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

SESA'lerinde modeller iki boyutlu ve üç boyutlu olarak üretilebilmektedir. 2B modellerde; düzlem dışı deformasyonlar, gerilme ve stresler önemsizdir ve yapay kısıtlamalar analizde daha fazla hataya neden olur. 2B modellerin oluşturulması daha basit ve fazla zaman alıcı değildir fakat dental yapıların kompleksliği ve kullanılan materyallerin çeşitliliğinin taklit edilmesi zor olmaktadır ve 2B modellerde derinlik boyutunda meydana gelen değişimler değerlendirilemez.^{133, 186} Bu nedenlerden dolayı, biyolojik veya biyolojik olarak uyumlu yapıları analiz etmek için 3B modellerin

kullanılması, 2B modellerden daha gerçekçi sonuçlar vermektedir.²⁷ 3B modellerde dokuların ve yapıların gerçeğe yakın modellemeleri yapılabilmektedir.^{7, 8} Meijer ve arkadaşlarının¹⁸⁷, mandibula üzerinde yaptıkları 2B SESA’inde modellerin hazırlanmasının ve sonuçların hesaplanmasının kolay olduğuna ulaşılmış olup daha detaylı sonuçların elde edilmesi için 3B analizlere ihtiyaç olduğu bildirilmiştir. 3B SESA, 2B SESA’nin yerine kemik üzerindeki stres dağılımını daha iyi göstermelerinden dolayı tercih edilmektedir.¹⁸⁸ 3B modellerde gerçeğe daha uygun modeller hazırlanmakla birlikte sonuçların hassasiyetleri oldukça yüksektir ve istenilen analiz bölgesine göre uygun mesh yoğunluğu oluşturulabilmektedir. Bu bilgilerin ışığında tez çalışmamızda implantlar, çeşitli malzemeler ve çevre kemik dokusunda meydana gelen streslerin değerlendirilmesi için 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modellerde, gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanmamıştır. Meijer ve ark.¹⁸⁹ yaptıkları çalışmada 3 model oluşturmuşlardır; alt çenenin tamamının modellendiği, sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı 3B’lu modeller ve sadece mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı 2B’lu modeller. Uygulanan stres analizi sonrasında mental foramenler arası 3B’lu modellemenin yeterli olduğu ve benzer çalışmalarda sadece çalışılacak bölgenin modellenmesinin zaman yönünden araştırmacılara vakit kazandırması ve analizin daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını belirtmişlerdir.^{185, 189} Teixeira ve ark.¹⁹⁰ yaptıkları çalışmanın modellenmesinde, implantlardan 4.2 mm uzaklıktaki alanlarda yapılan kemik modellemelerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının anlamlı olarak etkilemediği gösterilmiştir. Tada ve ark.¹⁹¹ yaptığı çalışmada mandibulanın kutu şeklinde modellenmesi yapılmış ve araştırma periyodundaki uygulamayı kısaltmış ve sonuçlarda daha kesin değerler elde edilmiştir. Bu çalışmaların ışığında, tez çalışmamızda tüm maksillanın katı

modellemesi hazırlanmıştır fakat hem analiz süresini kısaltmak, hem de bilgisayar ortamında fazla alan kaplamaması amacıyla sadece analizi yapılacak implantın ve üst yapıları içeren bölgenin modellenmesi tercih edilmiştir.

SESA yönteminde modellerin karmaşıklığı arttıkça incelenen yapının bilgisayar ortamına aynen aktarılıp doğru bir analizini yapmak güçleşmektedir. Bu yüzden SESA yönteminde çalışma sürelerinin kısaltılması amacıyla model geometrileri üzerinde gerçeğe uygun bazı basitleştirme işlemleri ve varsayımlar uygulanmaktadır.¹⁸⁵ Yapılan basitleştirmeler, karşılaştırmalı çalışmalarda klinik koşulların taklit edilmesi amacıyla yeterli olmaktadır. Bu yöntemlere paralel olarak çalışmamızda implant iç vidası üzerinde oluşan stres dağılımları analiz dışında tutulmuş olup, implant ve abutment arasındaki mikrohareketlilik göz ardı edilmiş olup, tek parça olarak varsayılmıştır. Hibrit abutmentler ile titanyum base abutmentler ve hibrit abutmentler ile kron materyalleri arasındaki bağlantılar rezin simanlar ile sağlanmaktadır. Siman kalınlıkları, önemsenmeyecek kadar az olduğu için bu tez çalışmasında göz ardı edilmişlerdir.^{192, 193}

SESA yönteminde materyal özellikleri yapılardaki stres dağılımlarını ve miktarlarını etkilemektedir. Diğer birçok çalışmada da olduğu gibi modellerdeki yapıların hepsinin homojen, izotropik ve linear elastik olduğu varsayılmıştır.^{7, 120, 121, 194} Uzun kemikler üzerinde yapılmış birçok çalışmada kemiğin fiziksel özelliklerinin, non-homojen ve anizotropik olduğu gösterilmiştir. Yapılan çalışmalarla mandibulanın kortikal kemiğinin transvers izotropik ve homojen olmadığı belirtilmiştir.¹⁹⁵ Gerçekte maksilla ve mandibula canlı dokular olmasıyla birlikte dinamikler ve mekanik stresler altında farklı cevaplar vermektedirler.¹⁹⁶

Yapılan birçok SESA çalışmasında^{65, 197} kemik implant ara yüzü boyunca sıkı bir temas olduğu varsayılmıştır. Fakat, in vivo koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde kemik implant yüzeyi arasında % 100 osteointegrasyon meydana gelmemektedir.⁷

Yapılan histolojik çalışmalara göre kemik implant temasının ortalama % 61,3 olduğu belirtilmiştir.¹⁹⁸ Çalışmamızda implantların % 100 osteointegre oldukları varsayılmıştır, bu sebepten dolayı çalışma sonuçları değerlendirilirken SESA sınırlamalarının göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

SESA yönteminde güvenilir sonuçlar elde edilmesinde diğer önemli bir konu ise eleman ve düğüm sayısı olmaktadır. Meijer ve ark.¹⁸⁹ yaptıkları çalışmaya göre, ayrıntılı modellerin oluşturulmasıyla, eleman ve düğüm sayısının fazla olmasıyla analiz sonuçlarından elde edilecek değerlerin gerçekte elde edilecek sonuçlara yakın olması sağlanmaktadır. SESA yönteminde sonuçların daha güvenilir olarak elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayılarının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutlarının 150-300 µm olması gerekmektedir ve 300 µm'den büyük boyutlardaki elemanların yanıltıcı sonuçlar vereceği bildirilmiştir.^{181, 199}. Eleman boyutunun azalmasıyla, eleman sayısı artmaktadır bu yüzden modellerin analiz süreleri uzamaktadır.^{181, 199} Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda 1.5 mm modeller için eleman sayısı 444.912, düğüm sayısı ise 92.438, 3 mm modeller için eleman sayısı 450.386, düğüm sayısı ise 94.071 olarak belirlenmiştir. Bu sayılar SESA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm sayılarının oldukça üzerinde değerlerdir.^{200, 201}

SESA yönteminde materyal özellikleri elastisite modülü ve poisson katsayısı ile nitelendirilmektedir. Sonlu elemanlar çalışmalarında; implantların, kortikal ve kansellöz kemiğin, dental yapıların, protezin, protetik materyallerin, mukozanın elastisite modülleri ve poisson için kabul edilmiş tek bir tablo yoktur.^{202, 203} Kemik yapıları ve implantlar için en çok kullanılan değerler kullanılırken, IPS e.max, IPS e.max ZirCad, Vita Enamic ve PEEK materyalleri için üretici firma değerleri kullanılmıştır.

Anterior maksillar bölgede sıklıkla kemik rezorpsiyonuyla karşılaşıldığından implantımızın çapı 3.75 mm, boyu da 10 mm olarak seçilmiştir. Modeller hazırlanırken,

maksiller anterior bölgede implantın, hibrit abutmentin ve protetik restorasyonun ağız içindeki pozisyonunu taklit edeceği şekilde tasarlanması yapılmıştır. Her iki modelde de, protetik restorasyonun ağız içindeki pozisyonunun sabit olduğu kabul edildiğinden dolayı implant, abutment ve kron pozisyonları değiştirilmemiştir. Sadece ti- base abutmentlerin dişeti seviyeleri ve hibrit abutmentlerin materyalleri değiştirilmiştir.

Çiğneme işlemi karmaşık bir yapıya sahiptir ve farklı yönlerden dişler ve restorasyonlar üzerine kuvvetler iletilmektedir. Okluzal kuvvetler protetik restorasyondan, implanta geçerek kemik üzerinde direkt kuvvet iletimine sebep olmaktadır.^{10, 11} Yüklemenin tipi ve kuvvetin büyüklüğü, yük transferinde etkili olmaktadır.⁷ İmplant destekli restorasyon üzerine gelen aşırı yükler implantı çevreleyen kemikte rezorpsiyonlara öncülük etmektedir ve bu durum sonucunda implant kayıpları gözlenebilmektedir.²⁰⁴ Yapılan birçok çalışmada oblik yükler, aksiyal ve vertikal göre daha yüksek stres değerlerinin görülmesine sebep olmuştur.²⁰⁵ Takahashi ve ark.²⁰⁵ yaptığı çalışmada implant destekli hareketli protezlerde, yükleme tipinin stres üzerindeki etkisini incelemişlerdir, protez ve periferal kemik yapısı üzerinde oblik yüklerin stres değerlerini arttırdığı sonucuna varmışlardır. Chun ve ark.²⁰⁶ yaptıkları SESA çalışmasında vertikal yüklemeyle farklı modeller üzerinde stres dağılımlarının benzer olduğu, oblik yüklemelerde ise modellerin stres dağılımları arasında belirgin farklar olduğu gözlenmiştir. Bu sebepler dolayısıyla okluzal erken temasların kaldırılması ve uzun süreli implant ve restorasyonun sağkalımı için optimum okluzal ilişkinin kurulması gereklidir.

Maksiller anterior bölge yükleme koşulları ile ilgili çalışmalar incelendiğinde farklı doğrultularda, farklı kuvvet büyüklüklerinde yüklemelerin yapıldığı görülmüştür. Sadrimanesh ve ark.²⁰⁷ kronun insizal kenarın 3 mm altından 146 N'lık kuvvet, Saab ve ark.⁸⁰ singulum bölgesinden 130 derece ile oblik olarak 178 N' luk kuvvet, Hasan ve

ark.²⁰⁸ singulum bölgesinden toplam 150 N' luk çiğneme kuvveti, Clelland ve ark.²⁰⁹ abutmentın uzun aksına paralel 178 N'luk çiğneme kuvveti, Tian ve ark.²¹⁰ destek kemiğin vertikal aksı doğrultusunda 100 N'luk çiğneme kuvveti, Arun Kumar ve ark.²¹¹ abutmentın uzun aksında 178 N'luk kuvvet, Paul ve ark.²¹² implantın uzun aksına vertikal 100 N ve 135 derece oblik 50 ve 150 N, Karabudak ve ark.²¹³ mandibular keser dişin insizalinden 114.6 N kuvvet uygulamışlardır. Literatürde de görüldüğü gibi hangi doğrultudan ne kadar kuvvet uygulanacağıyla ilgili kesin bir kural görülmemektedir.

Tüm bu bilgilerin ve benzer çalışmaların ışığında ve klinik koşulları en iyi şekilde taklit edeceğini düşünerek Karabudak ve ark.²¹³ yaptığı çalışmada uyguladıkları 114.6 N kuvvetin, Saab ve ark.⁸⁰ ve Paul ve ark.²¹² çalışmalarına benzer olarak kronun singulum bölgesinden implantın uzun aksına 135° açı ile oblik yönde uygulaması tercih edilmiştir. Vertikal yüklemenin yapıldığı çalışma modellerinin oluşturulması bu çalışmaya dahil edilmemiştir.

Yapılan çalışmalarda geometrilerin ve sınır koşullarının farklı olması nedeniyle SESA yönteminden elde edilen sonuçların nicel açıdan değerlendirilmesinin yapılamadığı belirtilmiştir.¹⁸⁹ SESA sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından dolayı istatistiksel analiz yapılmamaktadır. SESA yönteminde sonuçların değerlendirilmesi nitel olarak, stresin dağılım alanları ve stres yoğunlukları açısından karşılaştırmalı olarak yapılabilmektedir. Diğer birçok çalışmada da olduğu gibi bizim çalışmamızda da sonuçların yorumlaması yapılmış olup istatistiksel analiz yapılmamıştır.^{42, 127} Gerek modellemenin oluşturulması, gerekse verilerin değerlendirilmesi açısından çalışmamıza benzer araştırmaların sayısının az oluşu nitel karşılaştırmayı zorlamıştır.

SESA yönteminde 3 tip gerilme; von Mises, maksimum asal gerilme ve minimum asal gerilme değerleri değerlendirilmektedir.^{29, 32, 65, 189} Kullanılacak gerilmenin

belirlenmesi materyalin özelliklerine bağlı olmaktadır. Kemik gibi kırılğan (brittle) materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde asal gerilmelerin kullanılması anlamlı olmaktadır.¹⁸⁹ Maksimum asal gerilme stresleri en yüksek çekme tipi gerilmeleri; minimum asal gerilme stresleri ise en yüksek basma tipi gerilmeleri belirlemektedirler. Çekilebilirlik (ductile) gerilme kuvvetleri altında materyalin kırılana kadar büyük kalıcı deformasyon göstermesi yeteneği olarak adlandırılmaktadır. Materyal gerilme stresleri altında kopmadan dikkate değer kalıcı deformasyonunu sürdürebiliyorsa materyal esnek olarak kabul edilmektedir. Çekilebilir materyaller için ise deformasyon başlangıcı von Mises stresleri olarak bilinmektedir ve dental implantlarda meydana gelen streslerin yorumlanması için von Mises stresleri önemli olmaktadır. Çalışmamızda kortikal ve kansellöz kemikte oluşan stresler maksimum ve minimum asal gerilmeler ile implant ve üst yapıda meydana gelen stresler ise von Mises stres gerilmeleri ile değerlendirildi.

Restorasyon tipinden bağımsız olarak tüm implant üstü protezler, okluzal yükleri implant çevresindeki kemik yapıya iletmektedir. İmplant çevresindeki kemiğin kalite ve kantitesi, osteointegrasyon düzeyi implanttan kemiğe iletilecek yük dağılımını etkilemektedir. Kortikal kemiğin elastisite modülü kansellöz kemikten daha yüksek olmakla birlikte bu durum kortikal kemiğin stresler altında daha kuvvetli ve deformasyona karşı daha dirençli olmasını sağlamaktadır. Asal gerilme değerleri kemik implant arayüzünde kemik rezorpsiyonu ve fizyolojik kemik kaybına sebep olan risk göstergeleridir. İnsan kortikal kemiğinin çekme tipi streslere dayanımı 121-135 MPa arasında, basma tipi streslere dayanımı ise 167-205 MPa arasında değişmektedir.^{214, 215} Kansellöz kemiğin ise stresler karşısında dayanımı daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir.^{214, 215} Çalışmamızda, uygulanan yük altında oluşan çekme ve basma streslerinin kortikal ve kansellöz kemiğin fizyolojik tolerans sınırlarını aşmadığı ve kortikal kemiğin bu stres değerleri altında bütünlüğünü koruyabileceği belirlenmiştir.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan SESA çalışmalarında, implantlar üzerine uygulanan oblik kuvvetlerin, implantın boyun bölgesine komşu kortikal kemik üzerinde en yüksek stres değerlerini oluşturduğu gözlenmiştir²¹⁶. Papavasiliou ve ark.¹⁹⁷ tek diş implantları etrafındaki stres dağılımını, kemik destek fonksiyonunu, protez türü ve yükleme tipini işlevi sırasında incelenmiştir ve implant üzerine gelen yüksek streslerin, implantın fasiyal yüzeyi boyunca kortikal kemikte konsantre olduğu sonucuna varmışlardır. Quirynen ve ark.'nın²¹⁷ periimplantler doku davranışlarını inceledikleri klinik çalışmada, implantlar üzerinde meydana gelen aşırı yüklenmenin marjinal kemik kayıplarıyla sonuçlandığını bildirilmiştir. Bunun yanısıra, Meyer ve ark.'nın¹²⁵ implantlar üzerine gelen stres değerlerini inceledikleri SESA çalışmasında, implantlara gelen yükün artmasıyla implant boynu etrafındaki kemik rezorpsiyonun arttığını ve mineralize kemiğin azaldığını bildirmişlerdir.

Saab ve ark.'nın⁸⁰ anterior maksillaya yerleştirdikleri farklı açılardaki abutmentlerin kemik üzerinde oluşturdukları stresleri inceledikleri SESA çalışmalarında çekme gerinimlerinin implantın boyun bölgesinde ve palatinal tarafta yoğunlaştığını gözlemişlerdir.

Bankoğlu ve ark.²¹⁸ maksiller anterior bölgeye uyguladıkları zirkonyum implantların; kemik, implant ve protetik üst yapılarda oluşturdukları stres dağılımlarını SESA yöntemiyle incelemişlerdir. Çalışmada oblik yüklemde implant ve abutmentlardaki çekme ve von Mises streslerinin yükün uygulandığı palatinal taraftaki boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve basma streslerinin bukkal tarafta implant-abutment birleşiminde ve implant gövdesinde olduğu saptanmıştır. Bu tez çalışmasında palatinalden uygulanan oblik yükleme sonucunda tüm modellerde çekme gerinimlerin kortikal kemiğin palatinal bölgesinde, von Mises gerinimlerinin ise implantların bukkalindeki boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implant apeksine doğru azaldığı tespit

edilmiştir. Bulduğumuz bu sonuç diğer birçok çalışmanın sonuçlarını destekler niteliktedir^{34, 127, 218}.

Metaller gibi çekilebilir materyaller için von Mises stres değerleri önem taşımaktadır. Von Mises stresleri akma (yield) dayanımını tanımlamak için kullanılmakta ve akma dayanımı aşıldığında materyaller elastik özellik gösterememekte ve daimi deformasyon oluşmaktadır^{79, 132}. Clelland ve ark.²⁰⁹ ideal koşullardaki okluzal yüklerin metalin yorulmasına sebep olmadığını söylemişlerdir. Çalışmamızda, implantlarda meydana gelen von Mises stresleri, titanyum implantların dayanım noktası olan 550 MPa'yı hiçbir çalışma modelinde geçmemiştir⁵⁴. En yüksek von Mises stres değerleri 1.5 mm PEEK modellerindeki implantlarda yaklaşık 279.74 MPa ve 3 mm PEEK modellerin ti-base abutmentlerinde yaklaşık 309.77 MPa olarak bulunmuştur. Kuvvetler altında von Mises streslerinin akma değerine eşit veya düşük olmasıyla protetik yapılarda ve protez bileşenlerinde herhangi bir başarısızlık beklenmemektedir. Bununla birlikte çalışmamızda belirlenen en yüksek von Mises stres değerlerine göre implant ve ti-base abutment sistemlerinde başarısızlık olması ön görülmemektedir.

İmplant diş hekimliğinde titanyum abutmentlerin metal destekli seramik kronlarla restore edilmesi standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.¹⁷⁴ Estetik beklentisi yüksek hastalarda, titanyum abutmentlerin peri-implant dokulardan yansımaları ve peri implant dokusunun çekilmesine bağlı olarak görünür hale gelmesi hastalarda sorun oluşturmaktadır.^{219, 220} Ayrıca, titanyum abutmentler tam seramik kronlarla restore edildiğinde, alttaki metal abutmentin restorasyonun rengini etkileyebileceği öne sürülmüştür.²¹⁹ Tam seramik sistemler gelişen biyomekanik özellikleri sayesinde, implant üstü restorasyonlarda metal seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır.²² Yüksek kırılma direnci, iyi estetik ve üstün biyouyumluluk özellikleri nedeniyle, zirkonya seramikler implant abutment materyali olarak kullanılmaya

başlanmıştır.²²¹ CAD-CAM teknolojisi kullanılarak üretilen zirkonya abutmentler, özellikle estetik bölgede en popüler tedavi seçeneklerinden biri haline gelmiştir.²²² Seramik abutmentlerin kullanımları estetik özellikleri geliştirmekle birlikte mekanik dayanıklılık sorunlarını da beraberinde getirmiştir.

Yapılan araştırmalar, bir titanyum base üzerine uygulanan zirkonya seramik kopingten oluşan abutmentlerde, içyapının seramik üst yapılara daha fazla destek sağladığını; implantla daha hassas bir uyum gösterdiğini ve abutmentin kırılma direncini arttırdığını bildirmiştir.²²³⁻²²⁶ Bu iki parçalı abutment tasarımının başarısının titanyum ve seramik parçalar arasındaki uyuma bağlı olduğu vurgulanmaktadır.¹⁰⁶ Hibrit abutmentler ile titanyum base abutmentler arasındaki bağlantı ve kron materyalleri ile olan bağlantılar rezin simanlar ile sağlanmaktadır. Siman kalınlıkları, önemsenmeyecek kadar az olduğu için bu tez çalışmasında göz ardı edilmiştir.¹⁹³

Truninger ve ark.²²⁵ titanyum ve zirkonyum abutmentlerde, eksternal ve internal implant-abutment bağlantısını değerlendirdikleri çalışmalarında 2 parçalı, internal bağlantılı zirkonya abutment kullanımının, camsı seramikler içerisinde en yüksek direnci ve sertliği gösteren materyal olduğunu bildirmişlerdir. Zirkonya hibrit abutmentlerin ti-base dayanaklarla birleştirilmesi, saf zirkonya abutmentlerden daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu saptanmıştır. Bu nedenlerle, saf zirkonya abutmentlerin kullanımı sınırlı olmaktadır.²²⁷ Zirkonyumun hibrit abutment materyali olarak kullanıldığı bir çalışmada, diğer seramik materyallerinden daha fazla yük kapasitesine sahip olduğu ve daha güvenilir materyal olduğu belirtilmiştir.¹⁰⁷ Elsayed ve ark.^{219, 227} zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutmentlerin metal iç yapı ile desteklenmeleri durumunda, anterior bölgedeki oklüzal kuvvetlere direnebileceğini ve anterior tek üye implant restorasyonlarında estetik alternatifler olarak kullanılabileceğini bildirmiştir. Guilherme ve ark.'nın¹⁰⁷ 2016 yılında, Lava Ultimate'i hibrit abutment materyali olarak

değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutmentleri ile mekanik özellikleri açısından karşılaştırmıştır. Üç farklı materyalden üretilen hibrit abutmentler arasında en yüksek kırılma direnci zirkonya hibrit abutmentlerde gözlenirken, rezin nanoseramik ve LDS hibrit abutmentler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Son yıllarda camsı seramiklere alternatif olarak geliştirilen polimer-infiltrasyon seramik (Vita Enamic) materyalleri birçok farklı restorasyon seçeneğinde kullanılmaya başlanmıştır. Resin matris seramikler diğer birçok seramik materyalle karşılaştırıldığında düşük elastik modülüs değerlerine sahiptirler. Literatürde PICN materyalinin hibrit abutment olarak uygulanmasıyla ilgili yeterli sayıda çalışmaya rastlanamamıştır. Yapılan çalışmalarda PICN^{24, 26} ve PEEK²²⁸ materyallerinin çiğneme kuvvetlerini absorbe ettikleri ve periferik kemik üzerindeki stres değerlerini azalttıkları öne sürülmüştür. Duan ve Griggs'in²² lityum disilikat ve rezin nanoseramik CAD-CAM kronlarda stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında rezin nanoseramik materyallerin vertikal yükleme altında düşük stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Bu sebeplerle bu tez çalışmamızda hibrit abutment üretiminde lityum disilikat, monolitik zirkonya, polimer infiltrasyon seramik ve PEEK materyalleri kullanılmıştır.

Kern ve ark.²²⁹ 3 üyeli lityum disilikat köprülerin 5 ve 10 yıllık takiplerini yaptıkları in vivo çalışmada lityum disilikat cam seramik (LDS) restorasyonların 5 yıllık sağ kalım oranlarının % 100 olduğu, 10 yıllık sağ kalım değerlerinin ise % 87.9'a düştüğü bildirilmiştir. 10 yıllık değerlerde yaşanan başarısızlıklar molar dişlerde gözlenmiş olup anterior ve premolar bölgede LDS'lerin kullanımlarının oldukça güvenli olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olduğu bilinen lityum disilikat cam seramik materyali, protetik kron olarak kullanılmıştır.

Kemiğin remodelasyon süreci çiğneme kuvvetlerine sıklıkla bağlı olsa da aşırı okluzal yükler alveolar kemikte hasarlara sebep olarak kemik yıkımını

başlatabilmektedir.²³⁰⁻²³² Restoratif materyaller, aşırı ısırma kuvvetleri ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklardan etkilenebilmektedir ve bu restoratif materyallerin seçimi implantların uzun yıllar osteointegrasyon başarılarını koruyabilmeleri ve kemik yapıya uygun yük dağılımının sağlanması açısından önemli olmaktadır.²³¹ Bununla birlikte kemik yapının davranışlarının yükün büyüklüğüne bağlı olması yönünden eşit yük dağılımları kemik dokuyu hasardan koruyabilmektedir. Birçok çalışma farklı protetik materyallerin kullanımının implant ve periferik kemik yapısı üzerindeki stres dağılımının etkisini değerlendirmişlerdir ve literatürde restoratif materyallerin değişmesinin implant başarısı üzerinde majör katkısının olmadığı söylenmiştir.^{20, 31-33} Bassit ve ark.²³³ yaptıkları in vivo çalışmalarıyla bu sonuçları destekler niteliktedirler.

Wang ve ark.³³ farklı restoratif materyallerden yapılan kronların değişik düzeylerde yer değiştirme gösterebilirken implant kemik arayüzüne aktarılan total enerjinin benzer olduğunu bulmuşlardır. Restoratif kron, siman tabakası, implant vidası ve abutment gibi birçok tabaka ve yapı çigneme kuvvetlerinin çevre kemiğe iletilmesinde rol oynamaktadır.²⁰ İmplant kemik ara yüzündeki ilk stres iletimi abutment implant ara yüzünden geçerek iletilmektedir. Transfer edilen yük miktarının bir kısmının ara yapılar tarafından absorbe edildiği düşünülmektedir.³³ Bu durum farklı üst yapı materyallerinin kullanıldığı implantlarda benzer stres değerlerinin ve biyomekanik cevapların olmasına dayandırılmaktadır. Ancak, kemik yapı üzerinde zararlı etkileri olmayan ve iyi bir estetik sağlayan zirkonya abutmentlerin osteointegrasyonun uzun dönemli olabilmesi için kullanılmalarının uygun olduğu öne sürülmüştür.²³² Yapılan SESA çalışmaları sonuçlarına göre farklı abutment ve üst yapı materyallerinin implant ve çevre kemikte stres dağılımı üzerinde etkisinin olmadığı görülmüştür.²³⁴ Bizim çalışmamızda da hibrit abutment materyallerinin değişmesinin implant ve çevre kemik stres değerleri üzerinde bir değişime sebep olmadığı fakat ti-base abutmentin dişeti yüksekliğinin artması ti-base

abutment üzerindeki stres değerlerini arttırken, implant üzerine gelen stres değerlerini düşürdüğü gözlenmiştir.

Stegariou ve ark.³² porselen ve resin üst yapı materyali kullanarak, çevre kemik yapı, implant ve abutmentlar üzerinde oluşan stres değerlerini SESA yöntemi kullanarak incelemiştir. Resin materyallerin kullanımının yapılar üzerinde daha yüksek stres değerleri oluşturduğu gözlenmiştir.

Datte ve ark.'nın²³⁵ 2018 yılında farklı restoratif materyallerin, dental implantlar üzerinde oluşturdukları stres değerlerini SESA yöntemi ve Strain Gauge yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Protetik restorasyon olarak zirkonya, Cr-Co, lityum disilikat ve PICN materyallerini kullanmışlardır. Materyallerin elastik modülüslerinin artmasının kemik üzerinde bir etki olmadan tüm sistem üzerindeki stres konsantrasyonunu azalttığı sonucuna ulaşmışlardır.

Kaleli ve ark.'nın²³⁴ premolar bölgede yaptıkları SESA çalışmasında hibrit abutment materyali olarak zirkonya ve elastik modülü zirkonyadan 60 kat daha düşük olan PEEK materyallerini kullanmışlardır ve zirkonyadan üretilmiş hibrit abutmentların restoratif kron üzerinde olumlu sonuçlar verdiğini tespit etmişlerdir. Vertikal ve oblik yükler altında, PEEK hibrit abutmentlara yapıştırılmış ti-base abutmentların, zirkonya hibrit abutmentlara yapıştırılmış ti-base abutmentlara göre daha yüksek von Mises stres değerleriyle karşılaşılmasına sebep olduğu görülmüştür. PEEK hibrit abutmentların yapılarının içlerinde stres değerlerinin daha düşük değerlerde olduğu tespit edilmiş fakat restoratif kron üzerinde daha büyük stres değerleri oluşturmuşlardır.

Daha sert materyallerin deformasyona karşı dirençlerinin yüksek oluşu ve yüksek stres değerlerini taşıyabilmeleri alt yapılarda oluşan stres değerlerini düşürebileceği öne sürülmektedir.^{236, 237}

Nakamura ve ark.'nın²³⁸ yaptıkları SESA çalışmasında 2 farklı kompozit materyali, bir cam seramik ve metal destekli porselen kullanılarak kron modelleri oluşturulmuş ve farklı yüklemeler uygulanmıştır. Kronlar üzerinde oluşan maksimum stres değerlerinin yükleme bölgesinin çevresinde görüldüğü rapor edilmiştir. Çalışmada elastik modülüsü düşük materyalin kendi içinde stres değerlerini düşürürken implant, abutment ve çevre kemikte stres konsantrasyonunun artmasına sebep olmuştur. Bunun sebebinde elastik modülüsü düşük materyallerin bükülmeye karşı dirençlerinin düşük olması ve uygulanan kuvvetin bu bükülme sayesinde alt yapıya daha kolay iletilebilir olması olarak düşünülmüştür.

Möller ve ark.²³⁹ 3 üyeli diş üzeri sabit protetik restorasyonlarda yaptıkları SESA çalışmalarında veneer materyalinin elastiklik modülüsünde azalmanın, yükü alt yapıya iletmediğini ve alt yapıda daha yüksek stres değerleri gözlemlendiğini tespit edilmiştir. Alt yapı ile veneer materyali arasındaki elastiklik modülüsü farkının artmasıyla alt yapıda meydana gelen çekme stres değerlerinin arttığı gözlenmiştir.

Stres konsantrasyonu üzerinde materyallerin elastiklik modülüslerinin, kalınlıklarından daha etkili olduğu ve yüksek elastiklik modülüsüne sahip materyaller stresleri biriktirme eğiliminde olduğu bildirilmiştir.²⁴⁰

Parsiyel kronlar da farklı restoratif materyallerin stres dağılımı üzerindeki etkisinin incelendiği SESA çalışmasında, yüksek elastiklik modülüsüne sahip materyal kendi içinde en yüksek stres değerlerini gösterirken diş yapısına stres transferinin minimum olduğunu bildirilmiştir.²⁴¹

Bizim çalışmamızda da bu çalışmalarını destekler nitelikte elastik modülüsü yüksek olan IPS e.max ZirCad hibrit abutmentların yapıştirıldığı ti-base abutmentlarda daha düşük stres değerleri 1.5 mm ti-base abutmentların basamaklarında 94.94 MPa, 3 mm ti-base abutmentların basamaklarında 73.07 MPa olarak gözlenirken, PEEK hibrit

abutmentlere yapıştırılmış ti-base abutmentlarda en yüksek stres değerleri 1.5 mm ti-base abutmentların basamaklarında 151.61 MPa, 3 mm ti-base abutmentların basamaklarında 157.6 MPa olarak tespit edilmiştir. IPS e.max ZirCad ve IPS e.max hibrit abutmentlar kendi üzerlerinde stresleri biriktirme eğiliminde olup ti-base abutment basamağına iletilen stres değerlerini düşürmüşlerdir. PEEK ve Vita Enamic hibrit abutmentların düşük elastiklik modülüslerinin yetersiz destek sağladığı ve çevreleyen yapıya daha fazla stres aktarımında olduğu düşünülmektedir.

Rezin matris seramiklerin şok absorbe eden materyaller oldukları öne sürülmüştür²⁴⁻²⁶ fakat implant ve çevre kemik üzerinde stres azalmasını sağlayamadığı görülmüştür.²³⁴ Çalışmamızda kullanılan Vita Enamic hibrit abutmentların, implant ve çevre kemik stres değerlerinde azalma sağlayamazken, restoratif kron materyallerinde en düşük stres dağılımlarını sağlamıştır.

Hibrit abutmentlar ile ilgili SESA çalışmaları oldukça sınırlı sayıda dır ve bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar hibrit abutmentlar da yapılan mekanik testlerin sonuçlarını doğrular nitelik taşımaktadır.

Bu çalışmada farklı dişeti yüksekliğine sahip ti-base abutmentlar ile hibrit abutment materyallerinin stres dağılımları üzerindeki etkisi, tek implant destekli restorasyonlarda sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Çalışmada, çevre kemikteki stres dağılımları standart kemik densitesinde incelenmiştir. Genel olarak tez çalışmamız klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı matematiksel modeller üzerinden karşılaştırılmalı olarak yoruma dayalı sonuçların elde edildiği in vitro bir çalışmadır. SESA sonuçları kullanılacak implant sistemi hakkında bilgi vermektedir fakat sonuçlar kesin olarak alınmamalıdır. Sonuçlar değerlendirilirken SESA yönteminin sınırlamaları akılda tutulmalıdır. Bu sebeple elde edilen sonuçların klinik araştırmalarla sağlamalarının yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Tüm çalışma modellerinin yüklemeleri sonrasında en yüksek stres değerleri 3 mm ti-base abutmentlarda, en düşük değerler ise kansellöz kemikte tespit edilmiştir.
2. Tüm çalışma modellerinde kortikal ve kansellöz kemikte meydana gelen çekme stresleri, basma streslerinden daha yüksek bulunmuştur.
3. Hibrit abutment materyallerinin değişmesi implant ve çevre kemik üzerinde stres dağılımını etkilemezken, abutmentin dişeti yüksekliğinin artması implant üzerinde oluşan stres değerlerini azaltmıştır.
4. Yüksek elastisite modülüne sahip IPS e.max ZirCad hibrit abutmentların ti-base abutmentların dişeti seviyelerinden bağımsız olarak, ti-base abutment basamağında stres değerlerini düşürken, restoratif kron üzerinde en yüksek stres değerlerine sebep olmuştur.
5. Kronlar üzerinde gözlenen en düşük von Mises stres değerleri Vita Enamic modellerinde gözlenmiştir.

KAYNAKÇA

1. Abou-Obaid AI, Al-Otaibi HN, Akeel RF. Effect of Single Off-Axis Implant Placement on Abutment Screw Stability Under Lateral Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016, 31: 520-526.
2. da Silva-Neto JP, Pimentel MJ, das Neves FD, Consani RLX, M.B.F. dS. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res*, 2014, 28: 67-73.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1990, 5: 347-359.
4. Bae MS, Sohn DS, Ahn MR, Lee HW, Jung HS, Shin IH. Retrospective multicenter evaluation of tapered implant with a sandblasted and acid-etched surface at 1 to 4 years of function. *Implant Dent*, 2011, 20: 280-284.
5. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of Crown to Implant Ratio and Implant Dimensions on Periimplant Stress of Splinted Implant-Supported Crowns: A Finite Element Analysis. *Implant Dent*, 2013, 22: 406-413.
6. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 2008, 17: 5-15.
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 585-598.

8. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, 2002, 30: 271-282.
9. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M, Pellizzer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, 2012.
10. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 2003, 14: 97-102.
11. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, 2014, 40: 217-228.
12. Rezende CE, Chase-Diaz M, Costa MD, Albarracin ML, Paschoeto G, Sousa EA, Rubo JH, Borges AF. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model. *J Craniofac Surg*, 2015, 26: 2196-2200.
13. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24: 143-148.
14. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 59-66.
15. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 2017, 26: 309-314.

16. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, Coelho PG. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater*, 2015, 31: e168-177.
17. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 2008, 19: 119-130.
18. Schwarz S, Schroder C, Hassel A, Bomicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012, 14 Suppl 1: e119-125.
19. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 571-582.
20. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005, 73: 140-147.
21. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983, 49: 843-848.
22. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. *J Dent*, 2015, 43: 742-749.
23. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015, 28: 227-235.
24. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 587-593.

25. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28: 56-66.
26. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical Bonding of Resin Nano Ceramic Restorations to Zirconia Abutments: A Case Series within a Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2016, 18: 984-992.
27. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 2000, 26: 77-81.
28. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*, 1999, 27: 365-372.
29. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2005, 32: 273-278.
30. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil*, 2010, 37: 525-531.
31. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 19-27.
32. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 781-790.

33. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 231-237.
34. Caglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydin C, Yilmaz H, Sarisoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26: 961-969.
35. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1096-1102.
36. Peixoto HE, Bordin D, Del Bel Cury AA, da Silva WJ, Faot F. The role of prosthetic abutment material on the stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016, 65: 90-96.
37. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent*, 2007, 16: 387-396.
38. Prosthodontics. TAO. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 2005, 94: 10-92.
39. Özgür L. Abutment-İmplant Birleşimi Farklı Olan Dental İmplantlardaki Stres Dağılımının Deneysel ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi. *Doktora Tezi, Ege Üniversitesi*, 2012.
40. Dalkız M. Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi. *Vestiye Yayın Grubu*, 2009.
41. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. *Mosby Elsevier*, 2002: 84-95.
42. Sevimay M. İmplant Üstü Kron Tasarımlarında Farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle İncelenmesi. *Sağlık*

Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2002.

43. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 1977, 16: 1-132.
44. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence*, 1985: 151-153.
45. Geng J, Yan W, Xu W. Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry *Springer*, 2008.
46. Albrektsson T, Zarb G. Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1991, 11: 88-91.
47. Linkow LI, Mahler MS. Implants for fixed and removable prostheses. *Dent Clin North Am*, 1977, 21: 443-458.
48. Mesquida J, Lozada JL, Al-Ardah A, Sun C-X, White SN, Sabeti MA. History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations *Elsevier*, 2014: 1-11.
49. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Osseointegration in Clinical Dentistry, . *Quintessence*, 1985: 109-209.
50. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*, 1991, 18: 474-481.
51. Bankoglu Gungor M. Maksiller Anterior Bölgeye Uygulanan Değişik Zirkonyum İmplant Destekli Protezlerde Abutment, İmplant ve İmplant Çevre Dokuda Oluşan Stres Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. *Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2014.*

52. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*, 2003, 53: 409-443.
53. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 2nd Edition. *Mosby Elsevier*, 2015: Ch. 12,19.
54. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 115-121.
55. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986, 1: 11-25.
56. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*, 1997, 8: 161-172.
57. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*, 1998, 106: 527-551.
58. Iacono VJ, Committee on Research S, Therapy tAAoP. Dental implants in periodontal therapy. *Journal of Periodontology*, 2000, 71: 1934-1942.
59. Karoussis IK, Bragger U, Salvi GE, Burgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res*, 2004, 15: 8-17.
60. Martin W, Lewis E, Nicol A. Local risk factors for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009, 24 Suppl: 28-38.

61. Reinhardt B, Beikler T. Dental Implant, Advanced Ceramics for Dentistry *Elsevier*, 2014: 51–75.
62. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler *Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi*, 2005, Cilt 1: 157-159.
63. Sönmez NŞ, Gül EB, Nalbant PD. Yaşlı hastaların protetik yönden değerlendirilmesi. *J Dent Atatürk Uni*, 2006: 45–52.
64. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. *Elsevier*, 1993.
65. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 144-150.
66. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence*, 2001, 32: 111-118.
67. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7: 55-63.
68. Berner S, Dard M, Gottlow J, Molenberg A, Wieland M. Titanium-Zirconium: A Novel Material for Dental Implants. *Eur Cell Mater*, 2009: 1,16.
69. Affairs TACoS. Titanium applications in dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 2003, 134: 347-349.
70. Spiekerman H. Color atlas of dental medicine: Implantology. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998 4, 469.

71. Hanisch O, Lozada JL, Holmes RE, Calhoun CJ, Kan JY, Spiekermann H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14: 329-336.
72. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 2004, 75: 292-296.
73. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4: 348-380.
74. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 336-344.
75. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 1991, 25: 889-902.
76. Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. *Biomaterials*, 2000, 21: 385-392.
77. Carranza FA, Newman MG. Newman and Carranza's Clinical Periodontology. *Elsevier, Saunders*, 2006: 625-633.
78. Mc Neill C. Fundamental occlusal therapy consideration science and practice of occlusion. *Quintessence*, 1997.
79. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a

- 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14: 639-645.
80. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 85-92.
81. Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2013, 16: 1143-1149.
82. McHarris WH. The importance of anterior teeth. *J Gnath*, 1982, 1: 19-36.
83. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 76-94.
84. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of Periodontology*, 2009, 80: 1125-1132.
85. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent*, 2000, 12: 186-194.
86. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *Journal of Periodontology*, 2008, 79: 49-54.
87. Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29 Suppl: 43-54.
88. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)*, 2010, 55: 341-350.

89. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2005, 94: 377-381.
90. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14: 173-180.
91. Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2002, 22: 425-433.
92. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Prosthet Dent*, 1984, 51: 24-28.
93. Rose LF, Mealey BL, Genco RJ, Cohen DW. Periodontics. Medicine, surgery and implants (1th edition). *Elsevier*, 2004, Chapter 26.
94. Olsson M, Lindhe J. Periodontal characteristics in individuals with varying form of the upper central incisors. *J Clin Periodontol*, 1991, 18: 78-82.
95. Sclar AG. Soft tissue and esthetic considerations in implant therapy. *Quintessence*, 2003: 13-41.
96. Kan JY, Rungcharassaeng K, Umezu K, Kois JC. Dimensions of peri-implant mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *Journal of Periodontology*, 2003, 74: 557-562.
97. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res*, 2000, 11: 1-11.
98. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 2010, 23: 299-309.

99. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-798.
100. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*, 2008, 47: 224-243.
101. Yüzügüllü B, Avcı M. Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*, 2008, 2: 116-122.
102. Palmer RM, Smith BJ, Howe LC, Palmer PJ. Implants in clinical dentistry. *London: Martin Dunitz Lt*, 2005: 132-146.
103. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 488-493.
104. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005, 63: 22-32.
105. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 2017, 10 Suppl 1: 139-146.
106. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30: 546-554.
107. Guilherme NM, Chung KH, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 206-213.
108. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*, 2013, 5: 21-28.

109. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20 Suppl 4: 4-31.
110. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27: 505-512.
111. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater*, 2010, 26: 135-147.
112. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 2007, 28: 145-150.
113. Adigüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi. *Dental Journal Of Dicle*, 2010, 11: 18-23.
114. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Materials. *Mosby Elsevier*, 2011, 13th Edition: 154.
115. Anusavice KJ. Philip's Science of Dental Materials. *Elsevier*, 2003, 11th Edition.
116. Philips RW. Skinner's Science of Dental Materials. *Saunders Company.*, 1991.
117. Mc Neill C. Fundamental Occlusal Therapy Consideration Science and Practice of Occlusion. *Quintessence*, 1997, Chapter 31.
118. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi *Ankara Üniversitesi Basımevi*, 1993.
119. Tuna FK. Farklı Destek ve Gövde Boyutlarındaki Kantilever Köprülerde Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi. *Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 2010.

120. Korkmaz FM. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2008.*
121. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 2008, 36: 463-471.
122. Sargın AG. Üst Çenede İki İmplant Destek Üzerine Uygulanan Mezial Uzantılı Restorasyonlarda, Okluzal Kuvvetlerin İmplant Çevre Dokularında Neden Olduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. *Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2015.*
123. Kurşunoğlu S. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezopsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile incelenmesi. *Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü., 2011.*
124. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *J Dent Atatürk Uni*, 1995, 5: 62-64.
125. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001, 29: 100-105.
126. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10: 295-302.
127. Çınar D. İki Farklı Kemik Tipinde Kron/İmplant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi,. *Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, Ankara: Başkent Üniversitesi., 2007.*

128. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006, 9: 257-270.
129. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2009, 2: 410-432.
130. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res*, 2007, 18: 662-668.
131. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *J Dent Atatürk Uni*, 2014, 24.
132. Çağlar A. Kısmi dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde mesio-distal olarak farklı açılarda yerleştirilen implantların stres dağılımına etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. *Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi*, 2003.
133. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments. *Intech*, 2012.
134. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *J Dent Atatürk Uni*, 2014, 24.
135. Asar NV. İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi*, 2006.
136. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater*, 2008, 24: 185-191.

137. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2006: 175-178.
138. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2012: 131.
139. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. *Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı*, 2002, 90.
140. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2014, 35: 38-43.
141. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*, 2018: 1-7.
142. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *J Non Cryst Solids*, 1997, 219: 192-197.
143. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non Cryst Solids*, 1995, 180: 292-307.
144. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 1997, 25: 91-95.
145. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 136-143.
146. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 2001, 17: 21-33.
147. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. *Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein*, 2005.

148. Ivoclar Vivadent A. Scientific documentation IPS e. max® Press. *Liechtenstein: Ivoclar Vivadent*, 2005.
149. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 514-522.
150. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 339-346.
151. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 4-9.
152. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, 2008, 24: 1107-1113.
153. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*, 1975, 258: 703.
154. Green DJ. *Transformation Toughening Of Ceramics*. Baskı. CRC press, 2018.
155. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 2009, 30: 5279-5282.
156. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Kononen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio*, 2003, 21: 248-252.
157. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Loffler P, 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: 321-328 e322.

158. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cimpean SI, Ghinea R. Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28 Suppl 1: S46-55.
159. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *Journal of the American Dental Association*, 2010, 141 Suppl 2: 5S-9S.
160. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*, 2017, 31: e58.
161. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2-year Retrospective Clinical study of Enamic Crowns Performed in a Private Practice Setting. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28: 231-237.
162. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 2014, 30: 954-962.
163. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, 3rd, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 2006, 27: 324-334.
164. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1988: 224-236.
165. Rees JS, Jacobsen PH. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical materials*, 1993, 14: 35-39.

166. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 2002, 33: 1033-1039.
167. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2012, 100: 1044-1052.
168. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 2005, 93: 227-234.
169. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*, 2012, 40: 154-162.
170. Wheeler RC. An atlas of tooth form. *Toronto: Harcourt Canada*, 1969: 68.
171. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent*, 2000, 28: 209-217.
172. Gotfredsen K. A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004, 6: 1-8.
173. Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI dental implants system used for single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 133-143.
174. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 127-132.

175. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 21: 898-903.
176. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin North Am*, 2006, 50: 391-407, vi.
177. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1996, 8: 875-883; quiz 884.
178. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11: 450-455.
179. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN. Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc*, 2013, 13: 196-204.
180. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006, 9: 257-270.
181. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 640-643.
182. Bal BT, Caglar A, Aydin C, Yilmaz H, Bankoglu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28: e27-38.

183. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 95-103.
184. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome)*, 2012, 5: 11-20.
185. Yüzbaşıoğlu HE. İmplant üstü bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi*, 2006.
186. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 2006, 33: 209-215.
187. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 96-102.
188. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent*, 1994, 22: 259-264.
189. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 1993, 20: 147-157.
190. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1998, 25: 299-303.
191. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-

- dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2003, 18: 357-368.
192. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*, 1987, 4: 25-31.
193. Rieger MR. Finite element stress analysis of root-form implants. *J Oral Implantol*, 1988, 14: 472-484.
194. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Restorative dental materials*. Bask¹. Mosby St. Louis (MO), 2006.
195. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*, 2000, 11 Suppl 1: 33-58.
196. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*, 1979, 6: 41-48.
197. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, 1997, 25: 485-491.
198. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *J Oral Implantol*, 2003, 29: 13-18.
199. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 288-291.
200. Choi AH, Matinlinna J, Ben-Nissan B. Effects of micromovement on the changes in stress distribution of partially stabilized zirconia (PS-ZrO₂) dental implants and

- bridge during clenching: a three-dimensional finite element analysis. *Acta Odontol Scand*, 2013, 71: 72-81.
201. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 189-194.
202. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*, 1983, 62: 155-159.
203. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 1999, 17: 29-32.
204. Lan TH, Pan CY, Lee HE, Huang HL, Wang CH. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25: 763-770.
205. Takahashi JM, Dayrell AC, Consani RL, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol*, 2015, 41: 133-137.
206. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006, 21: 195-202.
207. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: an FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dent*, 2012, 21: 196-201.
208. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Reimann S, Heinemann F. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an

- implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011, 14: 1113-1116.
209. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 1995, 4: 95-100.
210. Tian K, Chen J, Han L, Yang J, Huang W, Wu D. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Med Eng Phys*, 2012, 34: 1526-1531.
211. Arun Kumar G, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc*, 2013, 13: 466-472.
212. Paul S, Padmanabhan TV, Swarup S. Comparison of strain generated in bone by "platform-switched" and "non-platform-switched" implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study. *Indian J Dent Res*, 2013, 24: 8-13.
213. Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, Bayındır F, Şen S. Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması. *Engineer & the Machinery Magazine*, 2014, 55: 34-42.
214. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001, 16: 722-730.
215. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 1975, 8: 393-405.
216. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon:

- analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol*, 2013, 39: 425-431.
217. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res*, 1992, 3: 104-111.
218. Bankoglu Gungor M, Yilmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 346-355.
219. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 2018, 29: 20-27.
220. Krennmair G, Seemann R, Weinlander M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011, 26: 1043-1050.
221. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 285-290.
222. Protopapadaki M, Monaco EA, Jr., Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent*, 2013, 110: 389-396.
223. Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30: 346-350.

224. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007, 22: 921-927.
225. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 2012, 23: 12-18.
226. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, Clelland NL, McGlumphy EA. Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 513-516.
227. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: 499-506.
228. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 2016, 60: 12-19.
229. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of the American Dental Association*, 2012, 143: 234-240.
230. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*, 1994, 64: 175-188.
231. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, 2004, 74: 3-15.
232. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*, 2006, 17 Suppl 2: 8-18.

233. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 17-23.
234. Kaleli N, Sarac D, Kulunk S, Ozturk O. 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.
235. Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*, 2018, 10: e439-e444.
236. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10: 188-198.
237. Lambodaran G, Chander NG, Vasantakumar M. Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian J Dent Res*, 2013, 24: 423-427.
238. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 401-405.
239. Möllers K, Pätzold W, Parkot D, Kirsten A, Güth J-F, Edelhoff D, Fischer H. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental Materials*, 2011, 27: e171-e175.
240. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-

processed composite resin restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98: 277-284.

241. Özkir SE. Effect of restoration material on stress distribution on partial crowns: A 3D finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 2018, 13: 311-317.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Sümeyye CANSEVER
Doğum tarihi:	14 Eylül 1991
Doğum Yeri:	Bolu
Medeni Hali:	Bekâr
Uyruğu:	T.C.
Adres:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD
Tel:	0537 350 10 38
Faks:	-
E-mail:	sumeyye_cansever@hotmail.com
Eğitim	
Lise:	Kepirtepe Anadolu Öğretmen Lisesi
Lisans:	Karadeniz Teknik Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık:	Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi, YÖKDİL C Grubu (70)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
	-
İlgi Alanları ve Hobiler	

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU




T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 20.03.2019
Oturum Sayısı: 4/2019

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Sümeyye CANSEVER
Araştırmanın Açık Adı	<i>Estetik Bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi</i>
Karar No	29.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Sümeyye CANSEVER'in hazırladığı " <i>Estetik Bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE



Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE
(Katılmadı)

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE



Prof. Dr. Sinan EVCİL
ÜYE

