



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN İMPLANT
BİLEŞENLERİNDE VE PERİFERAL KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Hatice KOÇOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

DIYARBAKIR-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN İMPLANT
BİLEŞENLERİNDE VE PERİFERAL KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Hatice KOÇOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

DIYARBAKIR-2022

ONAY

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğrencisi HATİCE KOÇOĞLU'nun "Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Bileşenlerinde Ve Periferik Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi" başlıklı tezi tarafımdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliği Fakültesi Bitirme Tezi olarak kabul edilmiştir.

DIYARBAKIR / 23.05.2022

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

İmzası

Anabilim Dalı Başkanı

Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT

İmzası

Yukarıdaki tez, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından 23. 05.2022 tarihinde onaylanmıştır.

**Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı
İmzası**

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir 'Uzmanlık' tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

İmzası

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT

Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

Prof. Dr. Ayşe MEŞE

Prof. Dr. Emine Göncü BAŞARAN

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

23/05/2022

Hatice Koçoğlu

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışması süresince bilgi, deneyim ve yardımını benden esirgemeyen, değerli fikirleriyle katkıda bulunan tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL'e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmasında bilgi ve desteğini esirgemeyen, anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini her daim hissettiğim Sayın Prof. Dr. Emine Göncü BAŞARAN'a,

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Zelal Seyfioğlu POLAT'a, Prof. Dr. Zelal Başkan ÜLKÜ'ye, Prof. Dr. Emrah AYNA'ya, Prof. Dr. Ayşe MEŞE'ye ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının değerli öğretim üyelerine,

Bugünlere gelmemi sağlayan, sevgilerini ve desteklerini her zaman hissettiren canım annem ve babam başta olmak üzere sevgili aileme,

Tez çalışmasında yardımlarını esirgemeyen Dr. Öğrt. Üyesi Ayşe KARABAŞ'a, Dr. Öğrt. Üyesi Çağlar BURSA'ya ve Dr. Öğrt. Üyesi Yakup KANTACI'ya,

Klinikte birlikte çalıştığımız asistan arkadaşlarım Uzm. Dt. Hidayet Çelik BAŞARIR, Uzm. Dt. Esengül SEZGİN, Dt. Serap SASA, Dt. Evin Tantekin BAKAY, Dt. Rojda YILMAZ, Dt. Emre KAYA, Dt. Faris AKYÜZ ve adını buraya sığdıramadığım diğer asistan arkadaşlarıma, klinik sekreterimiz Sönmez KAYA'ya ve kliniğimizin tüm çalışanlarına nezaketleri ve yardımlarından dolayı

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Hatice KOÇOĞLU

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından SBE.21.011 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

KAPAK

ONAY SAYFASI

BEYAN.....I

TEŞEKKÜR II

İÇİNDEKİLER.....III

TABLolar LİSTESİ VII

ŞEKİLLER LİSTESİ VIII

SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ..... XII

1. ÖZETLER 1

1.1. Türkçe Özet..... 1

1.2. Abstract 3

2. GİRİŞ ve AMAÇ 5

3. GENEL BİLGİLER 8

3.1. Dental İmplantlar..... 8

3.1.1. İmplant başarı kriterleri 9

3.1.2. Dental implantların sınıflandırılması 11

3.1.2.1. Subperiosteal (Epostea/Kemik üzeri) implantlar 11

3.1.2.2. Transosteal (Transmandibular/Kemik boyunca) implantlar 11

3.1.2.3. Endosteal (Endoosseoz/Kemik İçi) implantlar..... 11

3.1.2.4. Kemik seviyesinde implantlar (Bone-level implants)..... 11

3.1.2.5. Doku seviyesinde implantlar (Tissue-level implants)..... 12

3.1.3. Dental implantların parçaları 12

3.1.3.1. İmplant gövdesi..... 12

3.1.3.2. İmplant dayanağı..... 13

3.2. İmplant Destekli Protezlerde Abutment Seçimi	14
3.2.1. İmplant–abutment arasındaki bağlantı tipine göre abutment sınıflaması ..	14
3.2.1.1. External (Butt-joint) bağlantı	15
3.2.1.2. İnternal bağlantı	15
3.2.1.2.1. Platform switching	15
3.2.2. Kullanım şekillerine göre abutment sınıflaması	16
3.2.2.1. Geçici abutmentler	16
3.2.2.2. Daimi abutmentler	16
3.2.3. Üst yapının retansiyon şekline göre abutment sınıflaması	16
3.2.3.1. Vida tutuculu abutmentler	16
3.2.3.2. Siman tutuculu abutmentler	17
3.2.4. Üretim metoduna göre abutment sınıflaması	18
3.2.4.1. Prefabrike abutmentler	18
3.2.4.2. Kişisel abutmentler	18
3.2.4.2.1. Kişisel dökülebilir abutmentler	19
3.2.4.2.2. Kişisel CAD/CAM üretilmiş abutmentler	19
3.2.4.2.2.1. Hibrit abutmentler	20
3.2.5. Üretildiği materyale göre abutment sınıflaması	21
3.2.5.1. Titanyum	21
3.2.5.2. Zirkonya	22
3.2.5.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler	26
3.2.5.4. Polimer infiltre hibrit seramik	27
3.2.5.5. PEEK	29
3.2.5.6. Poliviniliden florür	32
3.3. Stres Analizinde Kullanılan Terimler	32
3.4. Stres Analizi Yöntemlerinin Sınıflandırılması	35
3.4.1. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi	35
3.4.2. Gerinim ölçer (Strain gauge) ile stres analizi yöntemi	35
3.4.3. Kırılgan vernik (Brittle lacquer) kuvvet analizi yöntemi	36
3.4.4. Holografik interferometri ile kuvvet analizi yöntemi	36
3.4.5. Termografik kuvvet analizi yöntemi	36
3.4.6. Radyotelemetri kuvvet analizi yöntemi	36

3.4.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA)	36
3.4.7.1. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması	37
3.4.7.2. SESA yönteminde kullanılan temel kavramlar	38
4. GEREÇ ve YÖNTEM.....	40
4.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	41
4.2. Kemiğin Modellenmesi	41
4.3. İmplant, Abutment Vidası ve Titanyum Base Abutmentin Modellenmesi	43
4.4. İmplant Üstü Hibrit Abutmentler ve Kronun Modellenmesi	45
4.5. Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Modellerin Birleştirilmesi	45
4.6. Sınır Koşullarının Oluşturulması.....	47
4.7. Yükleme Koşulları.....	47
5. BULGULAR.....	49
5.1. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	49
5.2. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	53
5.3. Spongios Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	60
5.4. Hibrit Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	67
5.5. Kronlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	70
5.6. Kronlarda Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular	73
5.7. Vidalarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	76
5.8. Ti Base Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	79
6. TARTIŞMA	82
7. SONUÇLAR	98
8. KAYNAKÇA	99

9. ÖZGEÇMİŞ..... 133

10. ORJİNALLİK RAPORU 134



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. ICOI başarı skalası.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin ürün ve üretici firma bilgileri.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyallere ait elastik modülü ve poisson oranları.

Tablo 4. Modellemede kullanılan eleman ve düğüm sayıları.

Tablo 5. Çalışma için oluşturulan analiz grupları.

Tablo 6. İmplantlara ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 7. Kortikal kemiğe ait maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 8. Kortikal kemiğe ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 9. Spongioz kemiğe ait maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 10. Spongioz kemiğe ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 11. Hibrit abutmentlere ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 12. Kronlara ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 13. Kronlara ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 14. Vidaya ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

Tablo 15. Ti base abutmente ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. İmplant kademe sistemi.

Şekil 2. Modellemede kullanılan tomografi görüntüsü.

Şekil 3. Sırasıyla kortikal kemik, spongioz kemik ve kortikal kemik ile spongioz kemiğin birleştirilmiş modeli.

Şekil 4. Sırasıyla modellemede kullanılan implant, ti base abutment ve vidaya ait render görüntüleri.

Şekil 5. Tasarımı yapılan hibrit abutmentin render görüntüsü.

Şekil 6. Farklı düğüm sayısındaki elemanların görünümü.

Şekil 7. Yükleme ve sınır koşulları.

Şekil 8. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 9. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 10. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 11. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 12. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 13. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 14. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 15. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 16. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 17. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 18. PVDF abutmentin HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 19. BioHPP® abutmentin HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 20. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 21. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 22. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 23. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

Şekil 24. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

Şekil 25. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

Şekil 26. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

Şekil 27. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

Şekil 28. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının PVDF abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 29. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının BioHPP® abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 30. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının HBC abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 31. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının LDS abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 32. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının TZI abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 33. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının PVDF abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 34. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının BioHPP® abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 35. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının HBC abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 36. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının LDS abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 37. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının TZI abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

Şekil 38. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 39. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 40. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 41. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 42. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 43. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 44. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 45. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 46. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.

Şekil 47. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.



SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

Al	Alüminyum.
ark	Arkadaşları.
BioHPP®	Biocompatible High Performance Polymer (Biouyumlu yüksek performanslı polimer).
Bis-EMA	Ethoxylated Bisphenol A Dimethacrylate.
BisGMA	Bisphenol A Glycidyl Methacrylate.
BT	Bilgisayarlı Tomografi.
C	Karbon.
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım).
CAM	Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Üretim).
CaO	Kalsiyum Oksit.
CeO₂	Seryum Oksit.
Cr	Krom.
Co	Kobalt.
°C	Santigrat Derece.
DOF	Degree of Freedom (Serbestlik Derecesi).
GPa	GigaPascal.
H	Hidrojen.
HBC	Hibrit seramik.
ICOI	Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresi.
ISO	Uluslararası Standardizasyon Kurumu (International Organization for Standardization).
Kvp	Peak Kilovoltage.

LDS	Lityum Disilikat.
ltd	Düşük Isı Bozunması (low-temperature degradation).
mA	Miliamper.
mm	Milimetre.
mm²	Milimetrekaire.
M	Monoklinik.
MgO	Magnezyum Oksit.
MPa	Megapaskal.
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme.
N	Newton.
O	Oksijen.
PEEK	Poli Eter Eter Keton.
PVDF	Poliviniliden Florür.
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi.
STL	Standard Tessellation Language (Standart Mozaikleme Dili).
TEGDMA	Triethylene Glycol Dimethacrylate.
T	Tetragonal.
Ti	Titanyum.
Ti-base	Titanyum Base Abutment.
Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı.
TZI	Translulent Monolitik Zirkonya.
UDMA	Urethane Dimethacrylate.
UTMA	Urethane Tetramethacrylate.
V	Vanadyum.
Y₂O₃	Yttrium Oksit.

Y-TZP	Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalin.
ZrO₂	Zirkonyum Dioksit.
%	Yüzde.
3D	3 boyutlu.



Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Bileşenlerinde ve Periferal Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı Soyadı: Dt. Hatice KOÇOĞLU

Danışman: Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

1. ÖZETLER

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı; maksiller anterior bölgede, implant üstü protezlerde kullanılacak restoratif materyale karar verme aşamasında klinisyene yardımcı olabilmek için farklı malzemelerden üretilmiş olan hibrit abutment ve kron materyallerinin oluşturacağı stres dağılımlarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemek ve karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda; sağ maksiller santral diş (11 numaralı diş) bölgesinde 4 mm çapında ve 11 mm boyunda 1 adet bone level implant üzerinde; Poliviniliden Florür (PVDF), BioHPP® (Biocompatible High Performance Polymer), lityum disilikat, monolitik zirkonya, hibrit seramik materyallerinden üretilmiş hibrit abutment materyalleri ile monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik materyalleri kullanılarak üretilmiş kron restorasyonlarının bulunduğu 15 adet 3 boyutlu analiz grubu oluşturuldu. Çalışmada kullanılan materyallerin ve kemiğin poisson oranları ve elastik modül değerleri programa yüklendikten sonra palatal yüzeyden kesici kenarın 2 mm altından 178 N ile 45° oblik bir kuvvet uygulanarak analizler yapılmıştır. Analiz sonucunda implant bileşenleri ile kortikal ve spongios

kemikte oluşan von Mises, en yüksek basma ve en yüksek çekme stres değerleri ile dağılımları, birbirleriyle karşılaştırmaları yapılarak incelendi.

Bulgular: Kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinin gruplar arasında benzerlik gösterdiği, implantlardaki von Mises stres değerlerinin implant-abutment bağlantısı ile implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı, en yüksek stres değerlerinin BioHPP® abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı grupta oluştuğu ve en düşük stres değerinin zirkonya abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı grupta oluştuğu görülmüştür. Abutmentlerde oluşan stresin daha çok abutmentlerin basamak bölgelerinde yoğunlaştığı ve monolitik zirkonyadan yapılan hibrit abutment modelinin diğer abutment modellerine göre yapısında daha fazla stres biriktirdiği görülmüştür. Kron materyalleri arasında hibrit seramik kron materyali monolitik zirkonya ve lityum disilikat kronlara göre daha düşük von Mises ve minimum principal stres değerlerini göstermiştir. Gruplar arasında vidadaki stres değerleri için biyomekanik farklılık oluşmamış ve sistemin bütününde en yüksek stres değerleri ti base abutmentlerde oluşmuştur.

Sonuç: Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde implantlardaki ve kemikteki stres değerlerinin gruplar arasında benzerlik göstermesinin yanı sıra; elastik modülü yüksek abutment materyallerinde elastik modülü düşük abutment materyallerine göre daha fazla stres birikimi görülmüştür. Abutment gruplarında oluşan stres değerleri abutment materyali değişiminden kron materyali değişimine göre daha fazla etkilenmiştir.

Anahtar Szckler: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Ti Base, Farklı Abutment Materyalleri, PVDF, BioHPP®.

Evaluation of Stress Distribution by Different Abutment and Crown Materials on Implant Components and Peripheral Bone: A Three Dimensional Finite Element Analysis

Student's Name: Dt. Hatice KOÇOĞLU

Adviser of Thesis: Prof. Dr.Ali İhsan ZENGİNGÜL

Department: Department of Prosthodontics Dentistry

1.2. Abstract

Aim: The aim of this study is to evaluate and compare the stress distributions of hybrid abutment and crown materials produced with different materials by using finite element stress analysis method in order to assist the clinician in deciding on the restorative material to be used in implant-supported prostheses in the maxillary anterior region.

Material and Method: In our study, on 1 bone level implant with a diameter of 4 mm and a length of 11 mm in the right maxillary number (11 tooth region); 15 groups 3D analysis were created which hybrid abutment produced using with Poliviniliden Florür (PVDF), BioHPP® (Biocompatible High Performance Polymer), lithium disilicate, monolithic zirconia, hybrid ceramic and crown restorations which produced using monolithic zirconia, lithium disilicate and hybrid ceramic materials. After the Poisson ratios and elastic modulus values of the materials and bone used in the study were loaded into the program, analyzes were made by applying an inclined force of 178 N and 45° from the palatal surface 2 mm below the cutting edge. As a result of the analysis, von Mises, the highest compressive and highest tensile stress values and their distribution formed in the implant components and cortical and cancellous bone, were evaluated by comparing them with each other.

Results: It was observed that the stress values occurring in the cortical and cancellous bone were similar between the groups, the von Mises stress values in the implants were concentrated in the implant-abutment connection and the neck region of the implant,

the highest values occurred in the group where the BioHPP® abutment was used with the hybrid ceramic crown, and the lowest stress value occurred in the group where the zirconia abutment was used together with the hybrid ceramic crown. It has been observed that the stress on the abutments is mostly concentrated in the step regions of the abutments and the hybrid abutment model made of monolithic zirconia accumulates more stress in its structure compared to the other abutment models. Among crown materials, hybrid ceramic crown material showed lower von Mises and minimum principal stress values compared to monolithic zirconia and lithium disilicate crowns. There was no biomechanical difference between the groups for the stress values in the screw and the highest stress values in the whole system occurred in the ti base abutments.

Conclusion: Within the limitations of this study, besides the similarity of the stress values in the implants and bone between the groups; more stress accumulation was observed in abutment materials with high elastic modulus than in abutment materials with low elastic modulus. The stress values in the abutment groups were more affected by the abutment material change than the crown material change.

Key Words: Finite Element Stress Analysis, Ti Base, Different Abutment Materials, PVDF, BioHPP®.

2. GİRİŞ ve AMAÇ

Eksik dişlerin protetik olarak tedavi edilme seçenekleri arasında olan implant tedavisi, komşu diş yapısını koruyan bir yaklaşım olmasından dolayı hastalar için optimal tedavi seçeneği olarak diş hekimliğindeki yerini almıştır (1,2). Branemark tarafından osseointegrasyon kavramının öne çıkarılmasından bu yana; oral implantoloji, diş hekimliğinde en çok araştırılan konulardan biri olmuştur (3). İmplant destekli restorasyonlar, son yıllarda kayda değer bir ilerlemeyle birlikte fonksiyonel ve estetik olarak %95'e varan yüksek başarı oranlarına sahiptirler (4,5). Ayrıca popülasyondaki yaşlı nüfusun artışı ve diş kaybının getirdiği psiko-sosyal algı da implant destekli protezlerin artışı olumlu yönde etkilemiştir (6-8).

Oral implant tedavisinin amacı, mevcut kemik hacminin kullanılmasıyla cerrahi ve protetik olarak implantın konumunu; biyomekanik, fonksiyonel, estetik ve fonetik faktörleri geliştirecek şekilde optimize etmektir (9). Bu amaç, zaman içerisinde dişsiz hastalardan kısmi dişsiz hastalara ve posteriordan anteriora doğru genişlemiştir. Artık hedef sadece çiğneme fonksiyonunun geri kazandırılabilmesi değil, aynı zamanda kaybedilmiş olan estetiği de hastaya geri kazandırmak olarak yeniden şekillenmiştir (10-12).

Maksiller anterior bölgede tek diş eksikliklerinin tedavisi sırasında doğal görünümün elde edilmesi diş hekimliğindeki zorlayıcı hedeflerden birisi olmuştur (13). İmplant tedavileri ise, tek diş eksikliklerinin tedavisinde, komşu dişlerin preparasyonuna ihtiyaç duyulmadan dişlerin restore edilmesine olanak sağlamaktadır (14,15). Ayrıca, ön bölgede tek diş implant yerleştirilmesi sırasında maksiller anterior kemikte genişliğin azalması ve estetik olarak üç boyutlu pozisyonda yerleştirilmesi gibi zor durumlar ile karşılaşılırken, ön dişlerin kaybının estetiğin yanı sıra, fonasyon ve konuşma işlevini etkileyerek hastalarda özgüven kaybına ve diğer insanlarla olan iletişimlerini sınırlandırmalarına neden olabildiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (10,16-18).

Abutment, implant destekli restorasyonlarda, estetik ve fonksiyonel yönlerin odağını temsil etmektedir (19). Prefabrike titanyum abutmentler, implant destekli protezlerin yapımında uzun yıllardır altın standart olarak tercih edilmektedir (20). Bununla birlikte maksiller anterior bölgede estetik beklentilerin fonksiyonel

beklentilerin önüne geçmiş olmasından dolayı, metal abutmentlerin oldukça stabil ve öngörülebilir olarak kabul edilmiş olmasına rağmen, grimsi yansımaya neden olabilecek koyu renge sahip oldukları için estetiğin önemli olduğu alanlarda endikasyonlarında sınırlamalar olabilir (21,22). Bundan dolayı tek diş implant üstü restorasyonların, optimal estetiğin oluşturulabilmesi amacıyla, seramik abutment-kron kombinasyonu kullanılarak restore edilmesi önerilmiştir (16).

Klinisyenler için bir diğer önemli karar, kron materyali seçimidir. Metal-seramik restorasyonlar, implant destekli protezlerde protetik rehabilitasyon için altın standart olarak tanımlanmıştır (23). Tam seramikler ise; estetik ve uzun süreli direnç göstermeleri nedeniyle, diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilen bir materyal grubu haline gelmişlerdir (24). Bu ürünlerin birçoğu diğer malzemeler tarafından kolayca taklit edilemeyen üstün performans özellikleri sayesinde modern diş hekimliğinin ayrılmaz bir parçası olarak yerlerini almışlardır (25). Ayrıca implantların seramik kronlarla restore edilmesinin uzun vadede başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (26-28).

İmplant destekli restorasyonların klinik başarısı; implant-kemik arayüzünün bütünlüğü ve implant ile implanta ait restoratif bileşenler arasındaki mekanik bağlantının stabilitesine bağlanmıştır (29-31). İmplantların çevresinde periodontal ligament olmadığı için okluzal kuvvetler doğrudan çene kemiğine iletilmektedir (25). Kemiğe iletilen stresi etkileyen faktörler; proteze gelen yükün miktarı ve doğrultusu, protezin tasarımı, protetik materyal, implantın tasarımı, implant materyali, implant sayısı, implant- kemik arayüzünün mekaniği, kemik tipi ve kemik özellikleri olarak sıralanabilir (32-34). Bu stresin fizyolojik sınırı aştığı durumlarda, implantın çevresindeki kemikte rezorpsiyon ve implant kaybı gibi durumlar ortaya çıkabilir (33).

İmplantların stresi karşılama davranışının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır (35-37). SESA yöntemi, sahip olduğu avantajlardan dolayı diş hekimliğinde ve dental implantolojide tercih edilen araştırma yöntemlerinden biri olmuştur. Bir çalışmanın klinik deneyler sırasında, birebir aynı şartlarda tekrarlanmasının zorluklarının bulunması ve SESA çalışmalarında standardizasyonun daha kolay sağlanabilmesi sayesinde istenilen durumlarda analizin tekrar edilebilmesi bu tekniğin önemli bir avantajını oluşturmaktadır (38-41).

Abutment ve seramik kron arasındaki kombinasyonlarla ilgili olarak, oluşan streslerin dağıtılabilmesi ve daha uzun ömürlü restorasyonların elde edilebilmesi için en iyi kombinasyonun hangisi olduğu net değildir.

Bu çalışmada; maksiller anterior bölgedeki implant rehabilitasyonunda kullanılacak en uygun restoratif materyalin seçiminde klinisyenlere yardımcı olabilmek adına implant sistemine ait olan titanyum base abutment (ti-base) zerine yerleştirilen monolitik zirkonya (TZI), lityum disilikat (LDS), hibrit seramik (HBC), BioHPP® (Biocompatible High Performance Polymer) ve Poliviniliden Florür (PVDF) materyallerinden oluşan 5 farklı estetik hibrit abutment materyali ile monolitik zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik materyallerinden oluşan 3 farklı estetik kron kombinasyonuyla elde edilen çalışma modellerinde; implant, ti base abutment, vida, hibrit abutment, kron ve implant çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları ile miktarlarının SESA yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca literatürde, diş hekimliğinde geçici abutment olarak kullanımı bulunan ve üretimi henüz yeni sayılabilecek olan PVDF materyalinin stresi alma ve karşılama davranışını inceleyen çalışma bulunmamasından dolayı, çalışma sonucunda bu materyal ile ilgili literatüre katkı sunmaktır.

3. GENEL BİLGİLER

3.1. Dental İmplantlar

Teknolojideki güncel gelişmeler, diş hekimliğinde birçok farklı tedavi seçeneğinin gerçekleştirilebilmesine olanak tanımaktadır. Klinisyen uygulayacağı protetik tedavinin planlama aşamasında yapılacak olan restorasyona karar verirken; mevcut dişlerin durumunu, dişsiz alanların büyüklüğünü, hastanın mali durumunu ve protetik prensipleri göz önünde bulundurmalıdır (42).

İmplant destekli restorasyonlar, tek veya çoklu dişlerin rehabilitasyonunda yüksek başarı oranlarıyla birlikte öngörülebilir bir tedavi seçeneği de sunmaktadır (43,44). Kelime anlamı olarak implant; alloplastik materyal, ilaç veya doku gibi materyallerin alıcının vücuduna aşılması veya yerleştirilmesi anlamına gelmektedir (45). Dental implantlar ise, Uluslararası Standardizasyon Kurumu (ISO) tarafından, protezin yer değiştirmesine karşı direnç sağlayabilmek amacıyla mandibular ya da maksiller kemiğe cerrahi olarak yerleştirilmiş materyaller olarak tanımlanmış ve amacı dişsizliği gidermek olan fonksiyonel yapılardır (46,47).

İmplant ile kemiğin birleşmesi ilk olarak Bothe ve arkadaşları tarafından; kemik kaynaması olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyon kavramı ise, ilk olarak Branemark tarafından ışık mikroskobu altında görülen implant ve kemiğin doğrudan teması olarak adlandırılmıştır. Osseointegrasyon terimi günümüzde daha yaygın olarak kullanılmakla beraber yalnızca mikroskobik olarak değil gözle görülebilen rijit bir fiksasyonu da tanımlamaktadır (42). Klinik olarak osseointegrasyon ise; alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme altında iken kemikteki rijit fiksasyonudur (48). Osseointegrasyon kavramının yerleşmesiyle birlikte titanyum implantların ilk nesil örneği olan makineyle işlenmiş düz yüzeyli implantlar geliştirilmiş sonrasında ise ikinci nesil olan implantlar ve implantların yüzey özellikleri üzerine olan çalışmalar ağırlık kazanmıştır (34,47,49).

İmplantlar doğal dişlerin aksine, tamponlayıcı özelliğe sahip olan periodontal ligamentten yoksun oldukları için kemikle rijit bir bağlantı oluştururlar (50-52). Bu yönüyle implantların doğal dişlere göre farklı biyomekanik özellikler sergiledikleri ve fonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin doğrudan kemiğe aktarılmasına neden oldukları bilinmektedir (53).

Dental implant kullanımının zaman içerisinde artmasının nedenleri arasında aşağıdaki faktörler sayılabilir (42);

1. Yaşam süresinin uzamasıyla birlikte nüfustaki yaşlı popülasyonun artış göstermesi,
2. Yaşlılığa bağlı diş kaybı oranlarının artması,
3. Tek diş implant tedavilerinin, sabit bölümlü protez tedavileriyle kıyaslandığında başarısının artması,
4. Tam dişsizliğin neden olduğu anatomik sonuçlar,
5. Hareketli protezlerin performanslarının yetersiz bulunması,
6. Diş eksikliğinin neden olacağı psikolojik durum ve yaşlanan nüfusun gereksinimleri,
7. İmplant destekli protezlerin avantajları,
8. İmplant destekli protezlerle kazanılan sonuçların uzun süreli olumlu etkileridir (42).

3.1.1. İmplant başarı kriterleri

İmplant tedavilerinin sonuçlarına ait literatür yayınlarında, başarı kriterlerinde ve elde edilen verilerin ifade edilme şekillerinde belirli bir standardizasyon bulunmamaktadır (54). Şu an için kullanımı en çok tercih edilen başarı kriterleri; Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilmiştir.

Bu kriterler (55):

1. Klinik olarak incelendiğinde tek başına implantta hareketlilik olmaması,
2. Radyografik değerlendirmede implantı çevreleyen herhangi bir radyolusensi alanı izlenmemesi,
3. İmplant yüklemesinden sonra 1. yılın sonundaki takipte, implantın çevresindeki kemik kaybı miktarının vertikal olarak 0,2 mm'den az olması (marjinal kemik kaybı miktarının ise, yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1,5 mm'den az olması),
4. Geri dönüşümsüz ağrı, nöropati, parestezi, enfeksiyon veya mandibular kanalın perforasyonu gibi semptom ve belirtilerin olmaması,
5. Uygulanan implantın güvenilir olarak kabul edilebilmesi için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık izlem periyodu sonunda %85 oranında, 10 yıllık izlem periyodu sonrasında ise %80 oranında yerine getirmesi gereklidir (55).

Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresi'nde (ICOI), Pisa Consensus'un 2007 yılında aldığı kararlarda, başarı ve başarısızlık arasındaki durumları daha net ve kapsamlı olacak şekilde olacak karşılaştırmalı olarak gösteren bir başarı skalası (Tablo 1) belirlenmiştir (54,56).

Tablo 1. ICOI başarı skalası (54,56).

Dental implantlar için başarı skalası		
Başarı grupları	Klinik durumlar	
I.Başarılı (Optimum sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı hassasiyet b. Mobilite c. Eksüda geçmişi d.İlk cerrahi sonrası 2 mm'den az kemik kaybı	Yok Yok Yok
II.Memnun edici devamlılık	a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c.Eksüda geçmişi d. 2-4 mm radyografik kemik kaybı	Yok Yok Yok
III.Tartışmalı devamlılık	a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c.Eksüda geçmişi d. Radyografik kemik kaybı 4 mm'den fazla e. Cep derinliği >7 mm	Olabilir Yok Olabilir
IV.Başarısızlık (Klinik veya kesin başarısızlık)	Aşağıdaki durumlardan herhangi biri varsa: a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c. Radyografik kemik kaybı >implant boyunun 1/2 d. Kontrol edilemeyen eksüda	

Araştırmacılara göre 'implant başarısı' terim olarak en az 12 aylık bir periyodu içeren ve ideal olan klinik şartları tanımlayabilmek amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca

klirik raporlarda implant başarı oranlarının protetik sağ kalım oranlarını da birlikte içermesi gerektiğı önerilmiştir (54,56).

3.1.2. Dental implantların sınıflandırılması

Dental implantlar proteze sağlayacağı destek veya ankraja göre subperiosteal, transosteal ve endosteal olarak sınıflandırılabilir (57).

3.1.2.1. Subperiosteal (Epostal/Kemik üzeri) implantlar

Dişeti dokusunun altında, doğrudan kemiğın yüzeyinde ve kemiğe penetrasyonu olmadan kemik dokusuyla temas eder (57).

3.1.2.2. Transosteal (Transmandibular/Kemik boyunca) implantlar

Bütünüyle kemik boyunca yer alırlar. İki duvardan da kortikal kemiğe penetre olurlar (57).

3.1.2.3. Endosteal (Endosseoz/Kemik İçi) implantlar

Kemiğın içinde yer alır. Kortikal kemiğe bir duvardan penetrasyon olur (57).

Subperiosteal ve transosteal sınıflamada yer alan implant tipleri tam dişsiz olan hastalarda proteze desteklik sağlaması amacıyla tasarlanmıştır fakat artık fazla tercih edilmemektedir (58). Günümüzde daha çok tercih edilen endosteal implantlar çoğunlukla kısmi dişsiz olan hastaların tedavisinde cerrahi olarak alveoler ya da bazal kemiğın içine yerleştirilerek kullanılırlar (58,59).

İmplantlar, platformlarının kemik dokusu ile olan ilişkisine göre kemik seviyesi ya da doku seviyesi olarak iki gruba ayrılırlar (60).

3.1.2.4. Kemik seviyesinde implantlar (Bone-level implants)

İmplantın platformu çene kemiğının hizasına yerleştirildiğinden dolayı metalik olan bölgeler görünmemektedir. Dolayısıyla bu tip implantlar daha çok estetik gereksinimin olduğu bölgelerde tercih edilirler (60). Ayrıca implantın platformuna yakın yer alan mikroyivler, implant-kemik bağlantısını destekleyerek krestal kemikteki stabilizasyonun artmasını da sağlamaktadır (61).

3.1.2.5. Doku seviyesinde implantlar (Tissue-level implants)

İmplantın platformu kemik seviyesinin 1,5 ile 3 mm üzerinde olacak şekilde yerleştirilmektedir. İmplantların boyun bölgelerindeki titanyum bileziğin pürüzsüz olması gingival dokuların adhezyonu için uygun bir ortam oluştururken aynı zamanda metal görünürlüğü riskine de neden olmaktadır. Bundan dolayı bu implantlar estetik gereksinimin öncelikli olmadığı alanlarda tercih edilirler (60).

3.1.3. Dental implantların parçaları

İmplant sistemleri birbirinden farklı olsa da implantın bölümleri ve parçaları genel olarak benzerdir ve 3 komponentten oluşur (62):

- a) **İmplant gövdesi:** İmplantın kemik içerisine yerleştirilen kısmıdır. Branemark sisteminde ise; implant gövdesi fikstür olarak adlandırılmıştır. İmplant sistemine bağlı olarak farklı şekillerde olan yüzeylere sahip olabilirler (62).
- b) **Transmukozal abutment:** İntraoral protez parçası ile implantın gövdesi arasında bulunan ve bağlantıyı sağlayan kısımdır (62).
- c) **Protetik parça:** İntraoral fonksiyonun sağlanabilmesi için üretilen son parçadır (62).

3.1.3.1. İmplant gövdesi

Oral implantın kemiğin içerisinde bulunan, osseointegre olması istenen ve beklenen kısmıdır. Misch tarafından; gövde, uç ve transmukozal bölüm olacak şekilde 3 bölüme ayrılmıştır. Gövde bölümü, osseointegrasyonun sağlanabilmesi için üretici firmalar tarafından çeşitli yüzey işlemlerine tabi tutulurlar ve makro boyutta silindirik, vida, yivli veya kombine olarak üretimleri yapılabilir (63).

Titanyum, mükemmel biyouyumluluğu ve osseointegrasyon özelliğiyle klinisyenler tarafından dental implant materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır (64). Bunun başlıca nedeni titanyumun yüzeyindeki titanyum oksitin kemik ile doğrudan kimyasal bağlantı sağlayarak osseointegrasyonu kolaylaştırmasıdır (65,66). Organik yapılarda negatif bir reaksiyon oluşturmeyen bu tabaka sayesinde materyal biyouyumlu ve antibakteriyel özellik sunmaktadır (67,68). Bununla birlikte; düşük plak afinitesi ve bakteri kolonizasyonu özelliklerine de sahiptir (69-71). Dental implant materyali olarak işlenmiş ve şekil verilmiş saf titanyum kullanılır. Saf

titanyum, kompakt kemiğe göre 1,5 kat daha dayanıklıdır ve implant materyalleri arasında elastik modülü kemiğe en yakın olandır (67). Son gelişmelerle birlikte titanyum ve zirkonya alaşımı içeren implantlar da üretilmeye başlanmıştır. Bu implantlar yaklaşık olarak %15 zirkonya ile %85 titanyum içerecek şekilde üretilmektedirler (72,73).

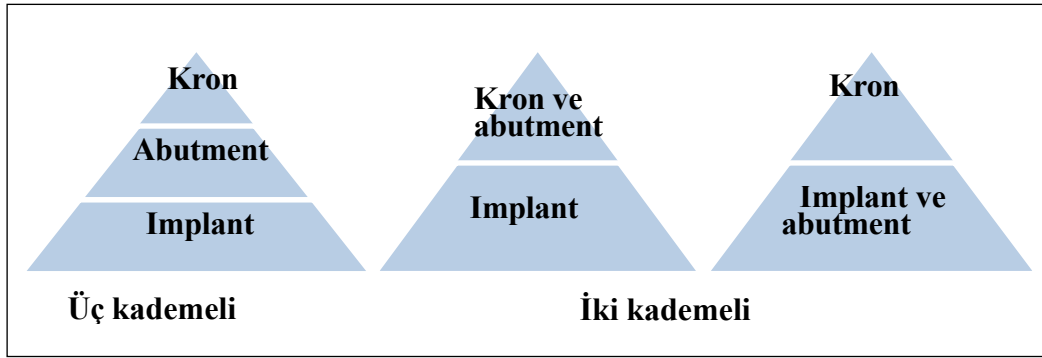
3.1.3.2. İmplant dayanağı

İmplantın ağız ortamına açılan bölümüne abutment denilmektedir. Bu bölüm, implant destekli protezlere; retansiyon, tutuculuk, destek ve ideal çıkış profili gibi birçok özellik sağlamaktadır (74,75). İmplant ve restorasyon arasında ara bir komponent olan abutment materyali, mekanik stabilite ve restorasyonun estetik sonuçları açısından önemlidir (76). İmplant abutmentlerinin ideal olarak kesilmiş doğal dişi yansıtacak formda olması gerektiği belirtilmiştir (77,78). Herhangi bir abutment 3 bölümde incelenebilir (79).

Bunlar;

- a) Protez bağlantı bölümü:** Abutmentin protez ile bağlantıyı sağlayan kısmıdır.
- b) İmplant bağlantı bölümü:** Abutmentin implant ile olan bağlantısını sağlayan kısmıdır.
- c) Transgingival bölüm:** Abutmentin protetik platformun üzerinde yer alan ve dişeti dokusuyla çevrelenmiş olan bölümüdür.

Abutmentin implanta bağlanması bir vida yardımıyla ya da locking taper (kilitli konik ataşman) sistemi aracılığıyla gerçekleşmektedir. Locking taper abutmentler, implant gövdesine vida ile bağlanmazlar ve bağlantı bölümleri 1° veya 1,5° konik şekildedir. Bu bağlantı şeklinde; implant ile olan bağlantı yalnızca sürtünme yoluyla ve ‘soğuk füzyon’ prensibiyle gerçekleşmektedir (80). Bitmiş bir restorasyonda abutmentin implanta bir vida yardımıyla bağlandığı, kronun ise bu abutmentin üzerine simante edildiği ya da vidalandığı sistem 3’lü kademe sistemi olarak adlandırılır. Bu sistemden farklı olarak, abutment ve kronun tek parça olacak şekilde implant sistemine vidalandığı 2’li kademe sistemi ile bu iki sistemden farklı olarak implant ve abutmentin tek parça olduğu, kronun ise bu birleşik yapının üzerine vidalandığı ya da simante edildiği 2’li kademe sistemi bulunabilir (81).



Şekil 1. İmplant kademe sistemi (82).

İmplant destekli olan protez sistemlerinde tedavi planlamasına ve tercih edilen protez tipine göre kullanılan abutment çeşitleri değişkenlik gösterebilir. İmplant firmaları tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment üretimi bulunmaktadır (83). Protez tedavisinin başarısı için abutment materyalinin seçimi oldukça önemlidir. Bu başarının elde edilebilmesi için; abutmentlerin implant ile yaptığı bağlantı tipi, üretim metodu, kullanılacak materyal tipi, protez ile olan retansiyon şekli, kullanım yeri ve şekli gibi birçok kriterin göz önünde bulundurulması gerekmektedir (84). Bütün bu kriterler ayrıca abutment sınıflamasının da alt başlıklarını oluşturmaktadır.

3.2. İmplant Destekli Protezlerde Abutment Seçimi

3.2.1. İmplant–abutment arasındaki bağlantı tipine göre abutment sınıflaması

İmplant–abutment birleşimindeki tasarım farklılıkları implant sistemlerinin mekanik olarak dayanaklılığını belirlerken aynı zamanda bağlantının direnç ve stabilitesi üzerinde de önemli olmaktadır. Günümüzde implant–abutment bağlantısı birleşiminde, implant gövdesinin üzerinde geometrik şekilli bir uzantının olup olmamasına göre iki temel tasarım bulunmaktadır (85,86).

Abutmentin implant ile birleştiği ve implant gövdesine oturacağı yerde bir platform vardır ve platformun üzerine gelen kuvvetlere karşı ek desteklik sağlaması amacıyla ekstra parçalar yapılmıştır. Bu parçalar, implant ile abutmentin birleşim yerine göre dışarda ya da aynı seviyede olduğu durumlarda eksternal heksagon olarak, implant gövdesinin içerisine doğru uzandığı durumlarda ise; içeri uzanma şekline göre internal heksagon ve morse taper gibi isimlerle adlandırılır (42).

3.2.1.1. External (Butt-joint) bağlantı

Abutmentin implant ile birleştiği alanda, abutmentin üzerine oturabileceği ve implanta gelen aksiyel kuvvetlere karşı daha kolay tutuculuk sağlayabileceği bir platform bulunmaktadır. Bu platformun üzerine antirotasyonel özelliğın oluşturulabilmesi için oktagon ve heksagon gibi farklı geometrik tasarımlar eklenmiştir (51,87). Bu tasarımın vida gevşemesi riskini arttırdığı ve komponent kırığı ya da abutmentin yerleştirilmesi sırasında derin subgingival dokularda zorluk gibi bazı biyomekanik problemleri de beraberinde getirdiğı bilinmektedir (88,89).

3.2.1.2. İnternal bağlantı

External bağlantı tasarımındaki biyomekanik problemlerin önlenebilmesi amacıyla geliştirilen bu bağlantı tasarımı, fonksiyon ve yerleştirme süresince bağlantının stabilitesinde artış sağlamaktır (84). İnternal bağlantıda, implant ve abutmentin birleşimi marjinal kemiğın altında yer alır ve implant ile çok yakın temasta bulunan abutment, implantın iç kısmına doğru uzanmaktadır. Proteze gelen fonksiyonel kuvvetlerin büyük çoğunluğu bu bağlantı tipinde bağlantı bölgesi tarafından karşılandığı için oluşan streslerin dağıtılması sırasında, fonksiyonel kuvvetlerin sadece %10'nun vidaya iletildiği gösterilmiştir (90).

Eksternal ve internal bağlantı tiplerinin oluşturduğu stresler incelendiğinde internal bağlantı tipinde streslerin daha geniş bir alana yayıldığı, eksternal bağlantı tipinde ise; streslerin daha fazla olduğu ve köşelerde oluştuğı tespit edilmiştir (91).

3.2.1.2.1. Platform switching

Estetik sonucu iyileştirmek ve kütleli olarak daha fazla yumuşak doku adezyonunun gerçekleşmesini sağlamak amacıyla protetik platforma yakın bölgede abutment boynunun yumuşak dokuya yer açacak şekilde çap olarak daraltıldığı bir abutment tasarımıdır (92). Bu tasarıma sahip implant bağlantılarında oluşan streslerin, kemik-implant arayüzüne %10 daha az iletildiği bildirilmiştir (93). İmplant–abutment arasındaki bağlantının, kemik hizasına yakın mikro-aralıktaki enflamatuar hücre geçişi ile ilişkili olduğu bilinmekte ve protetik parçanın çap olarak daraltılmasının krestal kemik kaybını önlediğı düşünülmektedir (88).

3.2.2. Kullanım şekillerine göre abutment sınıflaması

3.2.2.1. Geçici abutmentler

Prefabrike biçimde üretilen geçici abutmentler, doğrudan üretildiği şekliyle kullanılabileceği gibi istenilen durumlarda kullanım alanına göre final restorasyonunun konturlarını oluşturabilmek amacıyla kişiselleştirilebilirler (84,94).

İmplant sonrası iyileşme sürecinde, yumuşak dokuların ideal olarak şekillenebilmesine yardımcı olabilmek amacıyla, cerrahi işlem sonrasında yapılan geçici restorasyona uygun bir şekilde titanyum ya da plastik içerikli geçici abutmentler üretilmektedir (95). Geçici abutment kullanımı hastanın konfor düzeyini arttırmakla birlikte, daimi yapılacak restorasyondan önce istenilen estetik parametrelerin klinik olarak değerlendirilebilmesine de olanak sağlar (96). Geçici abutmentler; üretici firma tarafından genellikle prefabrike olarak üretilen ölçü abutmentleri, iyileşme abutmentleri ve metal ya da plastik geçici abutmentler olmak üzere 3'e ayrılırlar (84,94).

3.2.2.2. Daimi abutmentler

Daimi abutmentler; implantüstü restorasyonlarda final restorasyonuna desteklik sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (74,75,95,96). Ayrıca hekim tarafından; prefabrike abutment, kişisel dökülebilir abutment ya da bilgisayar üretilmiş kişisel abutment olarak tercih edilebilir (84). Bazı durumlarda implant gövdesi ve abutment arasında oluşan aksiyel ilişkiye göre düz ya da açılı abutment gereksinimi de olabilir (97). Bu noktada abutmentin seçiminde; klinik vaka, klinisyenin tecrübesi veya hastanın tercihinine göre değişkenlik olabilir (81).

3.2.3. Üst yapının retansiyon şekline göre abutment sınıflaması

İmplant destekli olan restorasyonların üretiminde siman ya da vida tutuculu restorasyonlardan hangisinin tercih edileceğine karar verme aşamasında; oklüzyon, interoklüzal mesafe, periodontal dokular, estetik ve ekonomik parametreler gibi birçok kriter inceledikten sonra karar verilir (98,99).

3.2.3.1. Vida tutuculu abutmentler

İmplant destekli restorasyonlarda gerekli olan tutuculuğu sağlamak için interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu, implantların birbirlerine paralel

yerleştirilemediği ya da abutmentlerin birbirlerine göre olan açılarının 30°'den fazla olduğu durumlarda protetik üst yapının dayanağa vida ile sabitlendiği restorasyonlar kullanılmaktadır (98,100). Ayrıca immediat yükleme yapılması planlanan hastalarda da vida tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilmektedir (101).

Vida tutuculu sistemlerde, uygun olmayan oklüzal kuvvetlerin vidada yaratacağı plastik deformasyon riskinden dolayı periyodik kontrol önerilmektedir (102). Kontrol edilebilirlik bu sistemin en büyük avantajını oluşturmaktadır (98,100). Vida tutuculu restorasyonlar, implant çevresi doku sağlığı açısından artık siman kalma riski bulunmadığı için de daha avantajlı bulunmuşlardır (101).

3.2.3.2. Siman tutuculu abutmentler

Simante sistemlerde retansiyon siman yardımıyla sağlanmaktadır. Bu sistemde abutmentin preparasyon şekli ve simantasyon tekniği diş destekli olan sabit protezlere oldukça benzerdir (74,103). Simante sistemler, aynı paralellikte olmayan implantların doğal dişe benzer şekilde restore edilmesini kolaylaştırır (104). Pasif uyum, estetik, uygulama kolaylığı ve düşük maliyet gibi kriterler bu sistemlerin önemli avantajları arasında sayılmaktadır. Ayrıca vidanın gevşeme ve kırılma riski diğer sistemlere göre simante sistemlerde daha düşük bulunmuştur (99,103). Kontrol edilebilirliğin tam olarak mümkün olmadığı simante restorasyonlarda, başarısızlık durumlarında, üst yapının yeniden yapılması gerekebilir. Ayrıca simantasyon sonrası temizlenemeyen artık simanın neden olacağı yumuşak doku inflamasyon riski de bu sistemin dezavantajları arasında sayılmıştır (98,103).

İmplant üstü tek üye restorasyonlardaki abutment başarısızlık oranlarının incelendiği 5 yıllık bir takip çalışmasında; vida tutuculu veya siman tutuculu sistemlerin başarısızlık oranları ile toplam teknik komplikasyon sayısı arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı söylenmiştir. Seramik atma riski siman tutuculu restorasyonlarda daha fazla bulunurken; vida gevşeme riski ise vida tutuculu tasarımda daha fazla bulunmuştur. 5 yıllık toplam teknik komplikasyon oranı vida tutuculu olanlarda, biyolojik komplikasyon oranı ise siman tutuculu restorasyonlarda daha fazla görülmüştür (105).

3.2.4. Üretim metoduna göre abutment sınıflaması

3.2.4.1. Prefabrike abutmentler

Prefabrike abutmentler implant destekli restorasyonların yapımında klinisyenler tarafından rutin bir şekilde kullanılmaktadır. Bu abutmentler bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojisiyle titanyum ya da soy metal alaşımlardan hazırlanabileceği gibi alümina ya da zirkonya gibi materyallerden de hazırlanabilirler. Firmalar tarafından farklı dişeti yüksekliklerine sahip düz veya açılı formda üretilmiş prefabrike abutmentler bulunmaktadır (78,106).

Bu abutmentlerde çıkış profilinin, implant platformu seviyesi yerine bu seviyenin 1-2 mm insizalinde yer alan abutment bitim çizgisinden başlaması abutmentin implant platformu seviyesinden dişeti seviyesine geçişte problem yaratmaktadır (106). Ayrıca prefabrike abutmentlerin implant platformunun dışında tüm uzunlukları boyunca silindirik şekilde olmaları ve antirotasyonelliğin sağlanamaması da bu abutmentlerin klinik kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Bu durumda kronun rotasyonunu önlemek adına klinisyen ya da üretimi yapan teknisyen tarafından abutmentin üzerinde dikey yönlü oluşturulan oluklar materyal bütünlüğünün bozulmasına ve materyalin direncinde azalmaya neden olabilir. Seramik abutmentlerde ise vertikal duvarların ince ve kırılgan olmasından dolayı bu olukların oluşturulması önerilmemektedir (106,107).

Ölçü aşamalarının daha kolay olması, maliyetlerinin daha düşük olması ve hasta başında hekim tarafından da modifiye edilmeye açık olmaları prefabrike abutmentlerin tercih edilmesinin nedenleri arasındadır (74,100). Prefabrike abutmentlerin, estetik problemlerin mevcut olduğu, istenilen retansiyon ve stabiliteyi sağlamanın zor olacağı, implantın ideal olarak yerleştirilemediği ve açılanmasının uygun olmadığı durumlarda limitasyonları bulunmaktadır (102).

3.2.4.2. Kişisel abutmentler

İdeal bir abutmentte, protetik açıdan uygun çıkış profilinin oluşturulabilmesi ve hijyenin kolaylıkla sağlanabilmesi için basamak bölgesinde supra ya da subgingival marjinlerin oluşturulmasına olanak tanınması istenir. Ayrıca birden fazla dayanağa sahip restorasyonlarda açılanma problemlerinin çözüme kavuşturulabilmesi için de abutmentlerin modifikasyona açık olmaları gerektiği belirtilmiştir (108). Kişisel abutment üretimi maliyetli olsa da dişlerin ve yumuşak dokunun orjinal

konfigürasyonunun oluşturulmak istendiği ve interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu hastalar ile implant açılanmasının ideal olmadığı durumlarda tercih edilmektedirler (109).

Bireysel abutment ihtiyacı sadece anterior bölgeyle sınırlı değildir. Özellikle posterior bölgedeki büyük azı dişlerinin yerine yerleştirilen implantlarda kemik hacminin yetersiz kalmasından dolayı doğal dişe oranla daha küçük çapta implant kullanılmasının gerekliliğinden dolayı da bireysel abutment ihtiyacı doğabilir (110).

3.2.4.2.1. Kişisel dökülebilir abutmentler

Prefabrike abutmentlerin aksine; kişisel dökülebilir abutmentlerin, yerine konulacağı eksik dişin morfolojisine benzer şekilde antirotasyonel özellikte üretimleri yapılabilmektedir. Bu açıdan yeterli yumuşak doku desteğinin ve istenilen konturların elde edilmesi prefabrike abutmentlere göre daha kolaydır (106,111). Ayrıca yerleştirilen implantın sahip olduğu pozisyona bağlı olarak açılanma gereksinimi ortaya çıkmış ise gerektiğinde döküm abutment modifiye edilebilir (106,112).

Kişisel döküm abutmentlerin üretiminde protetik işlemlerde önemli bir yere ve geçmişe sahip olan kayıp mum tekniği kullanılmaktadır. Abutmentin üretiminde sırasıyla konvansiyonel mum modelajı, döküm ve tesviye işlemleri laboratuvarda teknisyen tarafından yapılmaktadır (106). Döküm abutmentlerin sahip olduğu en önemli dezavantaj laboratuvar aşamalarının hassasiyet gerektiren zaman alıcı işlemler olması ve bu koşullara bağlı olarak maliyetlerin daha yüksek olmasıdır. Döküm abutmentler abutment-implant arayüzünde prefabrike abutmentlere göre daha zayıf bir uyum gösterirler (113). Abutmentin kalitesi ve hassasiyeti; mum, ölçü maddesi, rövetman ile kullanılan metal alaşımın büzülme ve genleşme miktarı gibi birçok faktörün yanında teknisyenin bilgi ve tecrübesine de bağlı olmaktadır (106).

3.2.4.2.2. Kişisel CAD/CAM üretilmiş abutmentler

Francois Duret 1971 yılında CAD/CAM uygulamalarını diş hekimliği dünyasıyla tanıştırmış, 1983 yılında ilk CAD/CAM restorasyonunu üretmiştir. 1990'lardan itibaren CAD/CAM teknolojisiyle abutment üretimi yapılmaya başlanmıştır (106,114).

Kişisel CAD/CAM abutmentler döküm ve prefabrike abutmentlerin avantajlarını bir araya getirmeyi amaçlamaktadır. Abutmentin dizaynı, sanal ortamda optik tarayıcı aracılığıyla hastadan elde edilen verilerin kullanıldığı CAD yazılımı ile yapılmakta sonrasında ise CAM ünitesine dijital olarak transferi sağlanarak tercihe bağlı olarak istenilen abutment materyalinden üretim yapılmaktadır (106). CAD/CAM teknolojisinde abutment üretimi için titanyum, alümina, lityum disilikat ve zirkonya gibi birçok materyal kullanıma uygun bulunmuştur (83,109).

Kişisel CAD/CAM abutmentlerin tasarım sonrası sahip olduğu özellikler döküm abutmentlere kıyasla hasta için daha uygundur. Her iki abutment de kişiye özel tasarlanmasına rağmen CAD/CAM sistemi sayesinde üretimin hassasiyetini azaltan mumlama, rövetmana alma ve döküm aşamaları gibi laboratuvar aşamalarının ortadan kalkması elde edilecek sonucu optimize etmektedir (106). Ayrıca homojen bir kitleden abutment üretimi yapılabildiği için oluşturulan tasarım, materyalin optimum özelliklerine de sahip olmaktadır (115). Dişin doğal morfolojisine daha yakın bir tasarım oluşturulacağından dolayı abutmentin sahip olduğu total yüzey alanı dolayısıyla da restorasyonun tutuculuğu da artmaktadır (116). Bu sistem ile üretilen kişisel abutmentlerde abutment tasarımına yansıtılan orjinal konfigürasyon, üretim sonrası herhangi bir laboratuvar işlemine maruz kalmadığı için üretim sonrasında da korunmuş olur (78,116). Bu sayede klinik kullanım açısından döküm abutmentlere göre daha hassas bir uyuma sahip oldukları belirtilmiştir (77). Kişisel CAD/CAM abutmentler tek parçalı veya iki parçalı olabilir.

3.2.4.2.2.1. Hibrit abutmentler

İmplantın abutment ile yaptığı bağlantı da dahil olmak üzere tamamen titanyum veya seramik materyali ile üretilen abutmentler tek parçalı abutmentler olarak bilinmektedir. Son zamanlarda posterior ve anterior bölgelerde kullanılmak üzere tek diş implantları için iki parçalı abutment tasarımı olarak da bilinen hibrit abutment terimi geliştirilmiştir. Estetik gereksinimin öncelikli olduğu alanlarda titanyum iç yapıların üzerine uygulanan bu restorasyonların estetik ve mekanik açıdan başarılı olduğu belirtilmiştir (117).

Bu abutmentlerin çıkış noktası; seramik abutmentin implant arayüzünde deformasyona neden olmasını önleme amacı olmuştur. Ayrıca abutmenti oluşturan

seramik materyali titanyum bir iç yapı tarafından desteklendiği için materyalin kırılma direnci tek parçalı seramik abutmentlere göre daha yüksek bulunmuştur (19,118).

Hibrit abutment; implanta vida ile bağlanmış titanyum iç yapı ile bu yapının üzerine rezin simanla yapıştırılmak üzere CAD/CAM ile üretilmiş kişisel seramik bir abutmentten oluşur (119). Bu tasarımda implant ile olan bağlantının stabilitesini titanyum iç yapı sağlarken, kişisel olarak CAD/CAM ile hazırlanan seramik abutment de doğal çıkış profili ve estetiğin sağlanmasına katkıda bulunur (120). Ayrıca titanyum iç yapının implant platformuna ve abutment vidasına doğrudan temas etmesinden dolayı implant-abutment arayüzünde deformasyon oluşma riskini azaltacağı da düşünülmektedir (121).

Bu teknoloji sayesinde, hibrit abutmentlerin tasarımının ve üretiminin klinisyenler tarafından da kolaylıkla yapılabilmesi, uygulama ve üretim aşamalarının kolay olması sistemin avantajları arasında sayılabilir. İmplant çevresindeki yumuşak dokunun kalınlığının fazla olduğu veya implantın derin yerleştirildiği, titanyum iç yapı yüksekliğinin retansiyon için yeterli olmadığı, estetik gereksinimi olan mandibular anterior restorasyonlarda bukko-lingual mesafenin dar olması gibi durumlarda ise hibrit abutment kullanımı yerine tek parçalı zirkonya abutment kullanımı önerilmektedir (122).

3.2.5. Üretildiği materyale göre abutment sınıflaması

3.2.5.1. Titanyum

Titanyum (Ti), implant destekli restorasyonlarda kullanılan abutment materyalleri içerisinde mükemmel materyal stabilitesi ile distorsiyona karşı gösterdiği direnç ve uzun dönemli klinik çalışmalarda başarısından dolayı altın standart olarak kabul edilir (123). Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V) 5. sınıf titanyum (Titanyum grade 5) olarak da adlandırılırlar. Bu alaşımda titanyumun dışında %6 alüminyum (Al) ve %4 vanadyum (V) bulunmaktadır. Saf titanyuma alternatif olarak üretilen Ti-6Al-4V alaşımı daha iyi çekme ve kırılma direncine sahip olduğu için daha güçlüdür (124).

Titanyum abutment kullanımı sırasında kole dizaynları, dişetin skallop tarzındaki şekline uyum sağlayamadığı için restorasyon marjinlerinin subgingival olacak şekilde hazırlanması gerekebilir. Bu durumda ise hem marjinlerin kontrolü hem de

simantasyon sonrası artık simanların temizlenmesi zorlaşır (125). Üstelik estetiği iyileştirmek amacıyla titanyum abutmentlerde yapılan birçok değişikliğe rağmen metalik abutmentler ile ilgili estetik kaygılar halen devam etmektedir (126).

3.2.5.2. Zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik faz olmak üzere 3 fazlı bir yapıya sahiptir. Oda sıcaklığından 1170°C dereceye kadar monoklinik fazda bulunan zirkonya, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal faza geçiş yapmaktadır. Materyal 2370°C ile erime noktası olan 2680°C arasında ise kübik fazda bulunmaktadır (127-129). Reaktif bir metal olan zirkonyanın yüzeyinde, hava ya da solüsyon ile teması sonrasında materyalin korozyona karşı dirençli olmasını sağlayan oksit tabakası oluşmaktadır (130). Zirkonya biyouyumlu yapısı, elastik modülünün paslanmaz çelikle benzer olması, fiziksel dayanımının, sertliğinin, kimyasal ve boyutsal stabilitesinin iyi olması nedeniyle seramik biyomateriyali olarak kullanılabilir (131,132).

Materyalin yüksek kırılma ve bükülme dayanımı gibi sahip olduğu üstün mekanik özellikler tetragonal faz ve monoklinik faz arasında gerçekleşen dönüşüm ile ilişkilendirilmiştir (131). Zirkonya mekanik olarak iyi direnç gösterdiği ve boyutsal olarak kararlı bir yapıya sahip olduğu için porselen restorasyonlarında alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (133). Ayrıca metal alaşımların aksine doğal diş yapısını taklit edebilmek ve gereken optik özellikleri sağlayabilmek için restorasyonlara yarı saydam bir görüntü kazandırır (134,135).

Zirkonyum dioksit (ZrO_2) blokları üretim şekillerine göre 3'e ayrılmıştır. İlk olarak sinterlenmemiş olan ZrO_2 grubunda materyal, üretim aşamasında partiküllere herhangi bir sinterleme ve basınç işlemi uygulanmadan sıkıştırılarak elde edilir. Sinterlenmemiş olan materyalin manipülasyonu daha kolaydır. Sinterleme işlemi ise kullanım öncesi uygulanmaktadır (136). Yarı sinterlenmiş olan ZrO_2 'in üretim aşamasında materyalin içerisine bağlayıcı ajan ilavesinden sonra basınçla kalıp haline getirilen materyale herhangi bir ısıl işlem uygulanmaz. Daha sonra 1350-1550°C de ön sinterleme işlemi yapılır (137). Tam sinterlenmiş olan ZrO_2 ise 1300°C de %95 yoğunluğa ulaşıncaya kadar sinterizasyon işlemine tabi tutulmaktadır. Bu işlem sonucunda ürün sertleştiği için ürünün şekillendirilmesi zaman alıcı ve zorlayıcı

olmaktadır (136). Günümüzde daha çok, kolayca freze edilebilmesi ve kazıma yapan cihazlarda daha az yıpranmaya neden olmalarından dolayı yarı sinterlenmiş olan zirkonya blokları tercih edilmektedir (138).

Sinterizasyondan sonra ısıнын düşmesi materyali stabil olmayan bir duruma getirdiği için bu durumu kompanse edebilmek amacıyla materyale stabilize edici özellikte olan oksitler (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃) ilave edilerek parsiyel stabilize zirkonya elde edilmiştir. Bu oksitler arasından en çok kullanılanı ise yttrium oksittir. Zirkonyaya %3-5 oranında yttrium ilavesiyle yttrium tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) materyali oluşmaktadır (139). Y-TZP materyalinin sahip olduğu fiziksel özellikler ile oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize olması; zirkonyayı oluşturan taneciklerin çapı ve içerdiği yttrium oksit miktarıyla ilişkilendirilmiştir (140). Sinterleme ısısı yttrium oksit ilavesi sonrasında düşerken, materyalin yapısındaki tetragonal fazın oranı azalmakta gren boyutu ise artmaktadır. Ayrıca sinterlemenin düşük ısıda yapılması yapı içerisindeki poroziteyi artırarak kırılma dayanıklılığının azalmasına da neden olmaktadır (131,141). Y-TZP'nin endikasyonları arasında anterior ve posterior tek üye kronlar veya 3-4 üyeli köprüler varken kantilever içeren protez tasarımlarında kullanımları kontrendikedir (139).

Zirkonya “aktif çatlak direnci” olarak ifade edilen benzersiz bir özelliğe sahiptir. Bu özellik dış streslerin yapıda bir çatlak oluşumuna neden olduğu durumlarda zirkonyanın kısmi stabilize olan tetragonal fazdan monoklinik faza geçişini sağlar. Materyaldeki bu dönüşüm hacimsel olarak %3-5 arasında bir artış sağlayarak oluşan çatlağı sıkıştırır bu şekilde gerilim streslerini baskı streslerine dönüştürerek hem mikro çatlakların ilerlememesini hem de materyalin kırılma direncinde artış olmasını sağlamaktadır. Bu dönüşüm literatürde ‘transformasyon sertleşmesi’ olarak adlandırılmıştır (131,142). T-M arasında gerçekleşen bu faz dönüşümü; zirkonya taneciğinin çapına, şekline, içerisine katılan stabilize edici oksitlerin üretim şekline, ve zirkonyanın diğer fazlarla olan etkileşimine bağlıdır. Aşındırma, soğutma ve yüzey işlemleri gibi faktörlerin etkisiyle oluşan bu dönüşüm çatlak başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarak çatlağın ilerlemesini engellemektedir (131,143,144).

Tetragonal faz, tanecik büyüklüğüne ve eklendiği seramiğin konsantrasyonuna bağlı olarak oda sıcaklığında stabilize edilebilir. Faz değişiklikleri sırasında saf

zirkonyanın hacminde değişiklikler olmakta ve bu değişiklik kitleye stabil olmayan bir özellik katmaktadır (145,146). Monoklinik fazdan tetragonal faza geerirken hacimde %5’lik bir azalma yaşıırken, soğuma sırasında ise %34’lük bir hacim artışı olur. Bu artışlar faz değişimindeki zirkonyanın yüzeyinde çatlakların oluşmasına neden olur (142-144). Oda sıcaklığında tetragonal fazın devamlılığının sağlanabilmesi için tanecik çapının 0,8 mm’den daha küçük olması gereklidir (147).

Yittrium içeren tetragonal zirkonya polikristalin seramiklerde, yapısal farklılıklardan dolayı geleneksel porselenlerde görülen yorgunluk olayı görülmemektedir ancak tetragonal fazdan monoklinik faza geçişin kontrolsüz bir şekilde artması ve zamana bağlı olarak ortaya çıkan bir yaşılanma durumu söz konusudur. Bunun sonucunda materyalin mekanik özellikleri bozularak yarı stabil olan özelliği kaybolmaktadır (148). Sıcaklık artışı da Y-TZP materyalinin sahip olduğu mekanik özelliklerin üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Sıcaklığın gereğinden fazla artışı materyalin spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza geçişine ve yarı stabil olan özelliğini kaybetmesine neden olur. Materyalin 100-400°C’de uzun süre kalması sonucu görülen faz değişimi ‘low-temperature degradation’ (ltd; düşük ısı bozunması) olarak tanımlanmıştır (149).

Zirkonya, diş hekimliğinde estetik bir materyal grubu olarak sıklıkla kullanılmakla birlikte opak beyaz rengi ve yetersiz translusentliğe sahip olması nedeniyle estetiği sağlayabilmek adına alt yapı şeklinde hazırlandıktan sonra feldspatik bir porselen veya cam seramik ile veneerlenme ihtiyacı gerektirmektedir (150,151). 2 tabakalı olarak hazırlanan zirkonyadaki problemlerden biri veneer amacıyla kullanılan bu porselenin kendi içinde parçalanması (delaminasyon) veya zirkonya alt yapıdan tamamen ayrılmasıdır (152). Zirkonya ve veneer porseleni arasındaki termal genleşme katsayısının uyumsuz olması, hızlı yapılan soğutma işlemleri, veneerin yetersiz ıslanması, fırınlanma sonrasında porselenin büzülmesi, veneerin desteklenmesi için gerekli olan alt yapının elverişsiz bir formda hazırlanmış olması, zirkonyaya oranla porselenin daha düşük kırılma tokluğu ve eğilme dayanımına sahip olması gibi değişkenler veneer chippingi ya da kırığından dolayı oluşan koheziv başarısızlığın nedenleri arasında sayılabilir (153,154). Bunun önlenmesi adına araştırmacılar tarafından bazı çözüm yolları önerilmiştir. Bunlar; veneer porselenlerinin sinterlenmiş bir şekilde CAD/CAM kullanılarak üretilmesi,

veneer olarak kullanılacak seramiğin zirkonya alt yapıya preslenerek uygulanması ve ilave olarak tabakalanması, fırınlama prosedürlerinin farklılaştırılması ve alt yapı tasarımlarında modifikasyonlar sağlamak bu çözüm yollarına örnek gösterilebilir (153,154).

Son yıllarda buna alternatif olarak veneer ihtiyacı olmayan zirkonya restorasyonları popüler hale gelmiştir. CAD/CAM sistemindeki gelişmelerle birlikte materyalin, mekanik stabilite ve translusentlik özellikleri arttırılmış olup bu sayede tam konturlu monolitik restorasyonların üretimi de mümkün olmuştur (155). Protetik açıdan sabit bir restorasyonda kullanılacak olan materyalin mevcut diş dokusunu korurken yeterli estetiği sağlaması ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması istenir. Monolitik zirkonya bu kriterleri bir araya getirmeyi hedefleyerek diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur (156). Monolitik zirkonyanın kırılmaya karşı olan yüksek direnci sayesinde, oklüzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda 0,5 mm kalınlıkta dahi yeterli desteği sağlaması materyalin klinik endikasyon alanını genişletmektedir (157). Bütün bu olumlu özelliklere sahip olsa da oksit seramik ile adeziv rezin arasındaki bağ, cam seramik ve adeziv rezin arasındaki bağa kıyasla daha zorlayıcı olmaktadır (158). Rezin simanlarla zirkonyanın bağlantı gücünün diğer seramiklere kıyasla daha zayıf olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı yeterli bağlantıyı sağlayabilmek adına simantasyon öncesinde tribokimyasal silika kaplama, kumlama, plazma spreyi, düşük ısılı porselen mikro incileriyle pürüzlendirme gibi çeşitli yüzey modifikasyonlarına ihtiyaç duyulmaktadır (159).

Monolitik zirkonya, zirkonya destekli seramik kronların endike olduğu tüm durumlarda kullanılabilir. Ayrıca sertlik ve kırılma direncinin yüksek olmasından dolayı tam ark restorasyonlarda, tek kronlarda, uzun gövdeli köprülerde, ortodontik braketlerde, implant üstü restorasyonlarda, inleylerde, onleylerde ve endokronlarda kullanılabilir (160,161).

Diş destekli restorasyonlar için veneer kırılma oranının tek kronlarda 2 ile 3 yıl sonra %2-9 arasında, sabit protezlerde 1 ile 5 yıl sonra %3-36 arasında değiştiği, zirkonya alt yapıli implant destekli restorasyonlarda ise tek kron restorasyonları için 6 ay sonra %8, sabit protezler için 1 yıl sonra %53 gibi daha yüksek oranlar ortaya konulmuştur (162).

3.2.5.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Tam seramik restorasyonlarda, alt yapının direncini arttırmak amacıyla geleneksel cam seramiklere eklenen dolduruculardan biri de lityum disilikattır. Lityum disilikat kristalleriyle cam faz arasındaki termal genleşme katsayısının farklı olması sonucunda oluşan baskı stresleri materyalin içindeki çatlakların ilerlemesini önleyerek materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (163). 1998 yılında üretilen IPS Empress 2 materyali lityum disilikat ve lityum orta fosfattan oluşan bir cam seramiktir. Materyal l sitle g   lendirilen IPS Empress'e g  re daha dayanıklı ve daha fazla translusensli e sahip olduğu için daha estetik özellikler sergilemektedir (164). Ayrıca materyalin içerisine ilave edilmiş olan %60 lityum disilikat kristalleri seramiğin dayanımını da arttırmaktadır (165).

IPS Empress ve IPS Empress 2 materyallerinin mikro yapılarındaki farklılık, IPS Empress 2 materyalinin hem daha yüksek translusensiye sahip olmasını hem de b   lme direncinin IPS Empress'e g  re 3 kat daha fazla olmasını sağlamıştır (62). IPS Empress 2 sisteminde materyal, enjeksiyon yöntemiyle daha düşük sıcaklık ve basınç altında preslendikten sonra termal genleşme katsayısıyla uyumlu bir seramikte tabakalama tekniği kullanılarak veneerlenir (162,166). IPS Empress 2 ile bitirilen restorasyonlar uygun marjinal uyuma ve doğal di e benzer yüksek estetik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra üretim sonrasında cam matriksin içeriğindeki lityum disilikat kristalleri, kırık hattının seramiğin içerisinde ilerlemesini de önlemektedir (167-169). Doğal di ler üzerinde aşındırıcı etkisinin az olması, ışık geçirgenliği ve optik özelliklerinin iyi olması nedeniyle bu materyalin klinik endikasyon alanı da geni lemi tir (170-172).

CAD/CAM sisteminin geliştirilmesiyle Ivoclar Vivadent tarafından 2005 yılında IPS Empress sisteminden sonra frezelemeye uygun g   lendirilmi  ve preslenebilir bir cam seramik sınıfı olan IPS E.max Cad  retilmi tir (173). Sistemin içeriği Empress 2 materyalindeki gibi lityum disilikattan olu makla birlikte fırınlama tekniğinin farklı olması materyalin fiziksel ve estetik özelliklerini arttırmıştır (174). Ayrıca IPS E.max Cad materyalinin içerisindeki lityum disilikat kristalleri daha küçük boyutlarda ve daha fazla miktarda bulunmaktadır. Lityum disilikat yüzdesinin artması materyalin optik ve mekanik özelliklerini geliştirmiştir (175). IPS E.max Cad materyalinin translusenslik ve ışık geçirgenliği özellikleri lityum disilikat seramiklerin geliştirilmiş

olmasıyla birlikte arttırılmış olup daha estetik restorasyonların üretimini mümkün kılmıştır. Bununla birlikte materyalin bükülme dayanımı da arttırıldığı için daha dirençli restorasyonlar üretilmiş olmaktadır (174,176).

Kırılma dayanımını arttırabilmek amacıyla monolitik olarak üretilen materyalin sahip olduğu üstün fiziksel ve optik özellikler; materyalin anterior ve posterior tek üye restorasyonlar ile 3 üye sabit bölümlü restorasyonlarda kullanımını mümkün kılmaktadır (177). Bükülme dayanımının yaklaşık 400 megapascal (MPa) olduğu ve yetersiz diş kesiminin bu sistemlerde meydana gelen kırıkların genel sebeplerinden biri olabileceği belirtilmiştir (178). 400 MPa ile en yüksek dirence sahip cam seramik materyalinin farklı translusensi değerleri sergileyen 3 farklı ingot seçeneği bulunmaktadır. Yüksek opasiteye sahip olan ingotların metal alt yapıların veya devital yoğun renklenmiş preparasyonların maskelenmesinde kullanılması önerilmektedir (174). Ayrıca monolitik restorasyonlarda veya üzerine veneer seramiği uygulanmış kor yapıda kullanılabilmesi için uygun translusensi ve renk çeşitliliğine de sahiptir (179).

Materyal; parsiyel kronlar, ince veneerler, 3 üye anterior köprü restorasyonları, anterior ve posterior bölgede implant üstü tek üyelerde, ikinci küçük azıya kadar implant üstü 3 üye köprüler, teleskop kronlar ve son destek dişin ikinci premolar olarak alındığı 3 üye köprü restorasyonları olmak üzere geniş bir klinik endikasyon alanına sahiptir (174). Ayrıca tek diş implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment olarak kullanılmak üzere IPS e.max CAD Abutment Solutions tasarlanmıştır (180).

3.2.5.4. Polimer infiltre hibrit seramik

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin bileşimi ve mikro yapısı materyalin sahip olduğu mekanik ve fiziksel özelliklerin belirlenmesine katkıda bulunur. Seramiklerin mikro yapısı daha çok sinterlemeye bağlı olmakla birlikte; materyale ait direnç değeri, kimyasal çözünürlük, termal genleşme katsayısı, saydamlık ve opak görünüm gibi özelliklerden de önemli ölçüde etkilenmektedir (181).

Dental restorasyonların üretimi sırasında rezin kompozitler ve seramikler sıklıkla tercih edilmektedir. Resin kompozit materyalleri, organik matriksin inorganik doldurucu partikülleriyle güçlendirilmesiyle oluşturulmuş ve doldurucu teknolojisindeki yenilikler resin kompozitlerin özelliklerinin geliştirilmesini

sağlamıştır (182). BisGMA, Bis-EMA, UDMA ve UTMA üreticiler tarafından en sık kullanılan monomerler arasındadır. Organik matriksin içerisindeki monomer, materyaldeki polimerizasyon büzülmesinin kontrol edilmesini sağlamaktadır (183).

Seramik ve rezin kompozitlerin özelliklerini optimize etmek amacıyla bu iki malzeme birleştirilmiştir. Böylece seramiklerin sahip olduğu uzun süreli estetik stabilitesi ve rezin kompozitlerin dentine benzer elastik modülü tek bir materyalde birleştirilmiştir (184). Bu malzeme grubu hem seramiklerin optimum dayanıklılık ve renk kararlılığı hem de kompozit rezinlerin gelişmiş bükülme dayanımı ve düşük aşındırıcılık gibi avantajlarına sahiptir (185).

Polimer infiltre hibrit seramik olarak isimlendirilen bu materyal seramik ve polimerin birbirine birleştirildiği ikili ağ yapısına sahip yeni bir malzemedir (VITA ENAMIC, Vita Zahnfabrik) (184). Feldspatik seramik ağ, materyalin ağırlığının %86'sını, hacminin ise %75'ini oluştururken; polimer ağ ağırlığın %14'ünü, hacminin ise %25'ini oluşturmaktadır (180). Seramik ağın yapısı; orijini feldspatik olan lösit içerikli bir faz ile güçlendirme bileşeni olarak işlev görebilen küçük bir kristal halindeki zirkonya molekülünden oluşmaktadır (184). Materyalin polimer ağı ise UDMA ve TEGDMA içermektedir (186,187). Seramik ağ yapısı, birbirine bağlanmış olan partiküllerin üç boyutlu ağ yapısını oluşturduğu için gelen streslerin her yöne eşit dağıtılmasına ve kırılmaya karşı dirençli bir yapının oluşmasına yardımcı olur. Materyalin elastik modülü, feldspatik seramiklerden %50 daha düşük olmakla birlikte dentinin elastikiyet modülüne yakın bir elastisiteye sahiptir, bu sayede materyalin frezeleme işlemleri de daha kolay olmaktadır (188).

Hibrit seramik materyalinde seramik partiküllerinin parsiyel olarak sinterizasyonu gerçekleştirildikten sonra yapıya düşük viskozitede polimer infiltre edilmektedir (189). Hibrit seramiğin üretimi yüksek ısı ve basınç polimerizasyonu ile yapılmaktadır. Yüksek ısı sayesinde materyalin polimerizasyonun arttırılması, yüksek basınç sayesinde de büzülmenin kompanse edilmesi amaçlanmıştır (190). Yüksek basınç ve ısı altında üretilmiş blokların mekanik özellikleri, fotopolimerize olan bloklara göre daha gelişmiş ve monomer salınımı daha düşük seviyededir (191). Materyal için bildirilen mekanik özelliklerin ortalama değerleri, rezin içerikli kompozitler ve porselenler için bildirilen değerlerin arasında değişmektedir (184).

Materyalin elastisitesi, esneme sertliği ve abrazyon direncinin dentine benzer olduğu, bükölme direncinin ise 150-210 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (192).

Hibrit seramiğin avantajları arasında; çatlak ya da kırık olmadan ince bölgelerde şekillendirebilmesi, düşük kırılmalık göstermesi, geleneksel seramiklerle kıyaslandığında elastik modölünün daha yüksek olması, elmas frezlerle restorasyonlarının millenebilmesi ve millenme süresinin daha az olması sayılabilir (187). Hibrit seramiğin kullanım endikasyonları arasında posterior kron restorasyonları, minimal invaziv restorasyonlar, posterior dişlerde inley ve onley restorasyonlar, veneerler ile implant destekli kron restorasyonları bulunmaktadır (193). Materyalin kırılma dayanımının tam seramiklere göre daha yüksek ve CAD/CAM sistemleri ile hazırlanma prosedürünün daha kolay olduğu bildirilse de endikasyonları tek diş restorasyonları ile sınırlandırılmıştır (194). Ayrıca tek diş implant destekli hibrit yapının üretilebilmesi için VITA Enamic Implant Solutions geliştirilmiştir. Bu bloklarla frezeleme sonrası herhangi bir fırınlama işlemine gerek kalmadan özel parlatma setleriyle bitim yapılabilir. Simantasyon öncesi ön yüzey hazırlığı için silanla birlikte hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirilmesi önerilmiştir (195).

3.2.5.5. PEEK

Yüksek performanslı polimerler; yüksek kırılma dayanıklılıkları, şok absorbsiyon yetenekleri ve kuvvet dağılım kabiliyetleri sayesinde metal ve seramik materyallere alternatif olarak tanıtılmışlardır (196).

Polietereterketon (PEEK) ilk olarak İngiliz bilim adamları tarafından 1978'de yüksek performanslı, yarı kristal, termoplastik polimerlerin bir üyesi olarak üretilmiştir (197). Bu polimerin yineleyen bir keton molekülü ve iki eter molekülünden oluşurken yapısında yalnızca karbon (C), hidrojen (H) ve oksijen (O) atomlarını bulundurması yüksek kararlılıkta, tam aromatik, lineer bir yapıya sahip olmasını sağlamıştır (198). Orijinal gelişimi (Vitrex plc, Lancashire, UK) göz önünde bulundurulduğunda üretim süreci, kimyasal kararlılık, biyolojik kararlılık, biyolojik uyum, sürtünme ve aşınma direnci ile üstün mekanik davranış gibi birçok farklı özellik gösterir (199,200). Ayrıca sahip olduğu düşük elastikiyet modölüne rağmen aşınma

direncinin yüksek olması bu polimeri metalik alaşımlarla rekabet edebilecek bir malzeme haline getirmektedir (201).

PEEK'in radyasyona ve kimyasal aşınmaya karşı gösterdiği yüksek direnç ve geçirgenliğinin düşük olması gibi olumlu özellikleri diğer materyallerle (cam ve karbon fiberler) birlikte modifiye edilebilmesini kolaylaştırmakta ve endüstriyel alanda metal alaşımlarına alternatif bir malzeme olarak kullanımını arttırmaktadır (202). Materyalin tek yönden gelen gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerinden dolayı oluşabilecek şekil bozuklukları ile 1380 Newton (N)'u geçmeyen sıkıştırma kuvvetlerine dayanabildiği belirtilmiştir (203-205). Sahip olduğu yüksek biyouyumluluk sayesinde diş hekimliği alanında geçici abutment, oral implant, implant destekli hibrit protez ve iyileşme başlığı gibi birçok uygulamada kullanım alanı bulmuştur (206). Ayrıca alerjik reaksiyon oluşturmaması, metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek aşınma direncine sahip olması, polisaj işlemlerine iyi yanıt vermesi ve düşük plak afinitesi materyalin avantajları arasında sayılmaktadır (207).

Protetik diş hekimliği alanında PEEK polimerinin ilgi görmesinin nedenleri arasında şunlar sıralanabilir (202);

1. Diğer protetik malzemelere göre hafif olması,
2. Kemik dokusuna yakın bir elastik modülüne sahip olması,
3. Şok absorpsiyonu yeteneği ve metal alt yapısız olan restorasyonlara olanak tanınması,
4. Metal alaşımlarda görülen korozyonun izlenmemesi,
5. Diğer dental malzemelerden daha düşük yorgunluk göstermesi,
6. Canlı doku ile olan uyumunun iyi olması,
7. Mikrobiyal plak tutulumunun düşük seviyede olması (202).

PEEK'in avantajları arasında şunlar vardır (79,208-210);

1. Sterilizasyon işlemleri, biyouyumluluk ve mekanik özellikleri değişmeden yapılabilir.
2. Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografide radyolusent görüntü verir ve artifakta neden olmaz.
3. Sertlik ve dayanıklılık açısından mekanik özellikleri mükemmeldir.

4. Basınç dayanımı oldukça yüksektir.
5. Sert ve yumuşak dokular için biyouyumludur.
6. Su absorpsiyonu düşüktür.
7. Estetik olarak doğal renk uyumunu sağlayabilir.
8. Hasta başında freze edilmesi kolaydır.

Diş hekimliğinde kullanımı açısından PEEK'in düşük yüzey enerjisi ve kimyasal yöntemlerle yapılan yüzey modifikasyonu işlemlerine karşı dirençli olmasından dolayı rezin materyallerine yeterli bağlanma dayanımının elde edilememesi materyalin dezavantajıdır (206,210).

Modifiye PEEK materyali ise yüksek performanslı bir polimer olarak BioHPP® ticari adıyla Bredent (Senden, Germany) tarafından diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Materyal kısmen kristalize polimer matriksinin içerisinde 0,3-0,5 mm grenli seramik doldurucuların homojen şekilde dağıtılmasıyla oluşturulmuştur. İçeriğe eklenen seramik doldurucular materyalin polisajlama işlemlerini kolaylaştırmaktadır (211). Diş hekimliğinde yeni kullanılmaya başlanan BioHPP® materyali hareketli bölümlü protezlerdeki kullanımında muadili olan krom-kobalt (Cr-Co) materyaline göre %27,5 daha hafiftir (207).

Modifiye edilmemiş PEEK materyalinin inci-beyaz opak ya da grimsi-kahverengi renginden dolayı, hem alt yapı rengini kamufle edebilmek hem de materyalin sahip olduğu estetik özellikleri arttırabilmek adına kompozit rezinler kullanılmaktadır (209,212). BioHPP®'nin ise kompozit rezinle ve rezin yapıştırıcılarıyla bağlanma dayanımının iyi olmasından dolayı adeziv rezin köprülerde kullanımı bulunmaktadır. BioHPP® alt yapılı ve kompozit rezinle tabakalanmış bir rezin bağlı sabit bölümlü restorasyonun, estetiğin önemli olduğu bölgelerde metal desteksiz protezlerin üretilmesini kolaylaştıracağı ve hatta metal destekli olan rezin bağlı köprü restorasyonlarına kıyasla daha estetik bir sonuç sunabileceği ifade edilmiştir (213).

BioHPP®'nin endikasyonları arasında şunlar vardır (214);

1. Endokron restorasyonları, teleskop kronlar,
2. Tek gövde içeren 3 üyeli ya da 2 gövde içeren 4 üyeli köprü protezleri,

3. Bar destekli protezlerde üst yapı olarak,
4. İmplant destekli hibrit protezlerde alt yapı olarak,
5. Hareketli bölümlü protezlerde alt yapı olarak (214).

3.2.5.6. Poliviniliden florür

Geleneksel plastiklere göre mekanik dayanımı, termal ve kimyasal kararlılığı daha yüksek olan “üstün mühendislik plastikleri” endüstriyel kullanım için geliştirilmiştir. Düşük toksisiteye sahip olan bu plastikler çeşitli tıbbi ve endüstriyel alanlarda kullanılmaktadır (215).

Floropolimerler grubundaki PVDF genellikle süspansiyon ve emülsiyon yöntemi olarak iki tür polimerizasyon yöntemiyle hazırlanır. Süspansiyon polimerizasyonu daha yüksek kristallik, daha yüksek erime sıcaklığı ve yüksek sıcaklıklarda daha iyi mekanik özellikler sergilemektedir (216).

Yüksek oranda kristal yapıya sahip olan PVDF en basit florokarbon grubudur. Farklı faz durumundan dolayı kristallik oranları %50 ile %70 arasında değişmektedir. İyi mekanik dayanım, mükemmel esneklik ve üretim kolaylığı kolaylığı PVDF’nin avantajları arasında yer almaktadır (217). Bu polimerin düşük reaktivite ve yüksek derecede termoplastisite ile düşük sitotoksisite veya kimyasal reaktivite gibi harika özellikleri birçok alanda kullanımını sağlamıştır (218).

3.3. Stres Analizinde Kullanılan Terimler

Uygulanan bir kuvvet karşısında cismin davranışın belirlenebilmesi ve kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin analiz edilmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denilmektedir (219).

Kuvvet: Kütlesi olan cisimlere hareket kazandıran, cismin sahip olduğu şekli ve yönü değiştirebilen ya da durduran etki olarak tanımlanmıştır. Vektörel bir nicelik olan kuvvetin birimi N’dur. Doğal dişlerin ve restorasyonların sürekli olarak değişen derecelerde ve yönlerde kuvvetlere maruz kaldığı bilinmektedir. Bireyler arasında farklılık göstermekle birlikte çiğneme ve ısırma kuvvetlerinin 200-350 N arasında olduğu gösterilmiştir (220).

Stres (Gerilme): Uygulanan kuvvet cisimde kuvvetin tersi yönünde ve uygulanan kuvvete eşdeğer bir tepki oluşturmaktadır (220). Stres değerleri çalışmalarda MPa

olarak ya da GigaPascal (GPa) olarak kullanılır. Oluşacak stresin değeri; uygulanacak kuvvetin büyüklüğüne ve bu kuvvetin dağılacağı alana bağlıdır (42).

Dışarıdan uygulanan kuvvetin yapı içerisinde iç gerilmelere neden olduğu bilinmektedir. Bu gerilmeler çekme, sıkışma ve makaslama kuvvetleri olarak üç başlık altında incelenmektedir (219,220).

Çekme (Tensile) gerilmesi: Bir cismin moleküllerinin aynı doğrultuda fakat ters yönlerden gelen iki kuvvetin uygulanmasıyla birbirinden uzaklaştırılması sırasında meydana gelen gerilmelerdir (220).

Sıkışma (Compressive) gerilmesi: Aynı doğrultuda fakat zıt yönlerdeki iki kuvvetin bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırması sırasında oluşan gerilmelerdir (220).

Makaslama (Shear) gerilmesi: Bir cisim üzerinde farklı düzlemlerde ve ters yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel olacak şekilde fakat ters yönde kaymasıyla oluşan gerilmelerdir (220).

Gerinim (Strain): Bir cisme uygulanan gerilim sonucunda cismin birim boyutunda oluşan boyutsal değişime gerinim denilmektedir. Gerilme ve gerinim farklı nicelikler olmakla beraber cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle gerilim oluşurken gerinim değeri de oluşmaktadır. Gerilim büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim sadece büyüklük olarak ifade edilmektedir (219,221,222). Yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler yapı içerisinde gerilim oluştururken, atomlar arasındaki yer değiştirme derecesi de gerinim olarak adlandırılabilir (223).

Gerinim; elastik, plastik veya hem elastik hem de plastik deformasyon şeklinde oluşabilir. Eğer uygulanan kuvvet ortadan kaldırıldığında materyal kuvvet uygulanmadan önceki haline dönebiliyorsa buna elastik deformasyon denilir. Plastik deformasyonda ise materyal önceki haline geri dönemediği için kalıcı deformasyonlar oluşmaktadır. Bu durumda oluşan stres eğer bileşke kuvveti aşarsa atomlar birbirinden tamamen ayrılarak cisimde kırılma ve kopmalara neden olabilir (221,224).

Elastisite modülü (Young modülü): Gerilimin, gerinime olan oranına elastisite modülü denilir ve birimi GPa'dır. Cismin elastik sınırlar içerisinde olan sertliğini ifade eder (220).

Ayrıca elastisite modülü 1 mm^2 'lik kesit alanı içinde materyalin birim boyunu bir kat arttırabilmek için uygulanması gereken kuvvet olarak da tanımlanabilir (225). Elastisite modülü yüksek olan cisimler, aynı kuvvetler altında daha düşük elastisite modülüne sahip bir cisme oranla daha az deformasyon gösterirler (219). Elastisite modülünün artması aynı zamanda cismin katılığının arttığını da göstermektedir (220). Elastisite modülü yüksek olan cisimler rijit, düşük olanlar ise esnek olan materyallerdir. Her materyalin elastisite modülü kendine özgüdür (60).

Poisson oranı: Elastik sınırlar içerisinde kalmak şartıyla lateral olan gerilmenin aksiyal olan gerilmeye oranı şeklinde ifade edilir. Poisson oranı bütün malzemeler için 0-0,5 arasında bir değer almaktadır (219,222). Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve poisson oranı daha yüksek olur (220).

Lineer (linear, doğrusal) elastik cisim: Stres ve gerinim arasındaki ilişkinin (gerilme ve birim uzamanın) birbirleriyle doğru orantılı olduğunun varsayılması ve bu ilişkinin kısaca elastisite modülü ve poisson oranı ile tanımlanmasıdır (222). Elastik cismin özelliği stres altındayken cismin önce şekil değiştirmesi, stres ortadan kalktığında ise orjinal şekline geri dönmesidir (226).

Non-linear (linear olmayan, doğrusal olmayan) elastik cisim: Stres ve gerinim ilişkisinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır (227). Doğrusal statik model ile çözülemeyen gerçekçi durumlarda stres ve gerinimi tahmin edebilmek için non linear analizin doğru bir tercih olduğu söylenmiştir (228).

Son elastik deformasyon noktası (Yield strength/Yield point): Plastik deformasyonun başladığı ve ölçülebilen en küçük gerilme değeri olarak tanımlanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan titanyum implant alaşımlarının son elastik deformasyon noktası 1119 MPa'dır (222).

İzotrop ve anizotrop cisim: Üç asal eksenin (x, y, z) yönünde benzer elastik özellikler gösteren cisimleri izotrop olarak, farklı elastik özelliklere sahip olan cisimleri ise anizotrop olarak tanımlamışlardır. İzotrop olan cisimlerin sahip oldukları elastik özellikler poisson oranı ve elastik modülüyle ifade edilirken anizotrop olan cisimler ise farklı eksenlerde farklı elastik özellikler göstermektedir (41).

Homojen cisim: Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediği kabul edilen cisimlerdir (222).

Principal stres: Üç boyutlu bir elemanın x, y, z düzlemlerindeki kuvvetlere maruz kaldığı ve bu kuvvetlerden ikisinin makaslama kuvveti olduğu bilinmektedir. Bu elemanlar için en büyük stres değerleri makaslama stresi bileşenlerinin sıfır olduğu noktada gözlenir. Üç boyutlu eleman bu konumda iken oluşan basma ve çekme streslerine ‘principal gerilme’ denilmiştir (229).

Minimum, ara ve maksimum asal gerilmeler olarak üçe ayrılan principal gerilmeler en büyük pozitif değerini “ σ_1 ” en küçük değerini “ σ_3 ”, ara değerini ise “ σ_2 ” değeri olarak gösterir. Bu değerler kendi içerisinde “ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ” şeklinde sıralanırlar. En yüksek çekme değeri pozitif bir değer olan “ σ_1 ” ile gösterilir iken en yüksek basma değeri negatif bir değer olan “ σ_3 ” ile gösterilir (229).

Von mises gerilmesi: Çekilebilir olan materyaller için şekil değişimin başlangıcı olarak tanımlanmıştır. Yapının belirli bir bölgesindeki iç enerji eğer akma dayanımı noktasını aşarsa yapının şekil değiştirdiği varsayılmaktadır (41).

3.4. Stres Analizi Yöntemlerinin Sınıflandırılması

3.4.1. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi

Analizi yapılacak olan cismin fotoelastik özelliğe sahip bir materyalden modeli hazırlanarak yapılan optik bir yöntemdir. Belirli yüklerle yüklenmiş olan modelden alınan kesitlerde izlenen izokromatik çizgiler polariskop cihazı yardımıyla görülebilir. Bu çizgiler kuvvetin yoğunluğu ve lokalizasyonu hakkında bilgi edinmemizi sağlar. Çizgilerin birbirine yakın olması gerilimin de büyük olduğunu gösterir. Bu yöntemin avantajı; muhtemel zayıf noktaları, kırılma bölgelerini ve kuvvetin etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgelerinin tespit edilmesini araştırmacı için kolaylaştırmasıdır (230).

3.4.2. Gerinim ölçer (Strain gauge) ile stres analizi yöntemi

Gerinim ölçer cihazlar, malzemelerin yük altında iken değişen şekillerinin belirlenmesinde kullanılan cihazlardır. Hem statik hem de dinamik yüklemelerde in vivo ve in vitro şartlar altında gerinim ile sonuçların elde edilmesini sağlarlar (231,232). Klinik yükleme sırasında in vivo olarak ölçüm yapabilen tek yöntemdir. Bu

yöntemde incelenecek olan alanlara yerleştirilen gerinime karşı duyarlı uçların yardımıyla protezlerin üzerine kuvvet uygulanmaktadır (60).

3.4.3. Kırılgan vernik (Brittle lacquer) kuvvet analizi yöntemi

Kuvvet dağılımının incelenmek istendiği materyalin üzerine özel bir vernik püskürtüldükten sonra fırınlama yapılır. Sonrasında kuvvet uygulanarak vernik üzerinde, uygulanan kuvvete dik olacak şekilde ve kuvvetin uygulandığı noktadan uzaklaştıkça azalan çatlaklar izlenir. Kuvvete daha çok maruz kalınan bölgelerde çatlaklar daha sık yerleşimli olarak oluşur (226,233).

3.4.4. Holografik interferometri ile kuvvet analizi yöntemi

Lazer ışınları kullanılarak cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik bir film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Test edilecek modelin üzerinde herhangi bir hasara neden olmadan cismin genel olarak gerçek boyutlarında incelenebildiği ve yüzeyde oluşan deformasyonların nanometre boyutunda algılanarak kaydedildiği hassas bir yöntemdir (60).

3.4.5. Termografik kuvvet analizi yöntemi

Homojen yapıdaki izotrop bir materyale kuvvetin uygulanmasıyla oluşan ısıdaki periyodik değişimlerin, materyalin odak noktasında meydana gelen asal streslerin toplamıyla doğru orantılı olduğu bildirilmiştir (60).

3.4.6. Radyotelemetri kuvvet analizi yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım kullanılarak elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transfer edilmesi üzerine kurulmuştur. Direnç farklılıklarından dolayı gerilim ölçer cihazında meydana gelen voltaj düşmeleri radyotelemetrenin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır. Veri iletiminde herhangi bir kablonun kullanılmaması bu yöntemin en büyük avantajıdır (60,226).

3.4.7. 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 (226). Yöntemin temelini devamlı olan ortamların daha küçük parçalara bölünerek biyomekanik olan sistemin matematiksel

bir modelinin elde edilmesinden sonra parçalar ve elemanlar olarak tanımlanması oluşturmaktadır (60).

3.4.7.1. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması

Mekanik problemlerin karmaşık geometriye sahip olan sistemlerde analitik olarak çözülmesini sağlayan sayısal bir yöntem olarak bilinmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ile kararlı ya da değişken rejimli olan lineer veya non-lineer durumlar için stres analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği gibi problemlerinin analizi yapılabilir (226,233). Bu analiz kuvvet altındaki materyalin davranışları hakkında bilgi edinmemizi sağlayan öncü analizlerdendir. Analiz, dental materyallerin yapılarında oluşan gerilmenin hangi noktalarda oluştuğunu ve oluşan gerilmelerin miktar olarak belirlenmesi amacıyla kullanılır (34,40).

Üç aşamalı bir yöntem olan sonlu elemanlar analizinin ilk aşamasında incelenmek istenen yapının geometrik bir modeli bilgisayar ortamında oluşturulur. SESA analizinde problemler daha küçük olan şekilsel fonksiyonların kullanımıyla basit elemanlara ayrılarak varyasyonel prensipler dahilinde tespit edilmektedir (41,233). Yapı ne kadar küçük alt yapılara ayrılırsa yapılan analizin daha gerçekçi sonuçlar vermesine o kadar yaklaşılmaktadır. Bu noktada sınır koşulları ve düğüm sayısı yapının daha küçük alt yapılara ayrılmasıyla doğrudan ilişkili olmasından dolayı önemlidir (233).

İkinci aşama ise analiz için gerekli olan verinin sistemde tanımlanmasıdır. Poisson oranı, elastikiyet modülü, uygulanacak kuvvetin miktarı, yönü ve açısı sisteme yüklenmesi gerekli olan verilerdir. Bu değerlerin oluşturulacak olan yapılar için özgün olması ve kuvvet bilgilerinin gerçeği yansıtması oldukça önemlidir. SESA analizindeki son aşama ise yapılan analizin çözülmesidir. Bu yöntemde her bir alt ünitenin çözülmesi yapılarak yapının bütün olarak çözülmesine ulaşılmaktadır. Buradaki kritik nokta düğüm noktalarından elde edilecek olan değerlerdir bu nedenle düğüm noktasının sayısal olarak artması sonucu gerçeğe daha çok yaklaştırmaktadır. İncelenecek çalışma modeli küçük ve düzenli olacak şekilde üçgen veya dörtgen elemanlara bölündükten sonra, köşe noktalarından birbirleriyle bağlantılı olan bir element ağı oluşturulur. Model ağını oluşturan bu elemanlar kendi gerilme şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları

etkiledikleri için elemanların üzerindeki noktalarda meydana gelen yer değişimi, tüm yapıların iç gerilmelerinde şekil değişikliklerine neden olur (233).

3.4.7.2. SESA yönteminde kullanılan temel kavramlar

SESA yönteminin daha iyi anlaşılabilir olması için ve uygulanması esnasında bazı temel kavramların bilinmesi gerekir.

Eleman: SESA yönteminde modeller, sonlu sayıda olan ve “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Model ne kadar çok sayıda elemana parçalanırsa elde edilecek olan sonuçlar da gerçeğe o derece yakın olur. Elemanlar SESA yönteminde geometrilerine göre dörtgen, üçgen ya da paralelkenar olarak; boyutlarına göre ise izoparametrik elemanlar, iki boyutlu veya üç boyutlu elemanlar olarak sınıflandırılır (41).

Düğüm: Elemanların birbirlerine bağlandığı noktalara “düğüm” denilir. Bu noktaların hareketsiz bir şekilde belirli noktalardan sabitlenmesi gerekmektedir (219,234).

Geometri ve katı modelleme: Analizin yapılabilmesi için gerekli olan ilk işlem kullanılacak materyallerin sanal ortama aktarımı yapıldıktan sonra matematiksel modellerinin elde edilmesidir. Cismin iç ve dış geometrik yapısının birebir olarak aktarılması önemlidir. Bu şekilde farklı kesitlerin alınmasıyla moment ve ağırlık gibi değerler hesaplanırken cismin iç geometrisine dair daha detaylı görüntü elde edilir (41,219).

Manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (BT) ve konfokal mikroskopideki son yenilikler biyolojik görüntülemeye devrim yaratmıştır. Artık hemen hemen her yapının seri kesitlerini yakalamak ve ayrıntılı üç boyutlu rekonstrüksiyonlarını oluşturmak teknik olarak mümkündür. BT taramalarından oluşturulan üç boyutlu yüzey rekonstrüksiyonları üç boyutlu sonlu eleman modelleri için şablon olarak kullanılmaktadır. İlk üç boyutlu yüzey rekonstrüksiyonları tipik olarak oldukça pürüzlü olacağından dolayı bir sonlu eleman aracına aktarım yapılmadan ve bir sonlu eleman modeli olarak meshlenmeden önce bazı düzenlemeler gerektirir (235).

Ağ yapısının oluşturulması: Ağ yapısı oluşturma işlemiyle elemanların ve düğüm noktalarının koordinatları oluşturulur. Bu işlem otomatik olarak program tarafından

oluşturulabileceği gibi bilgisayar ortamında kullanıcı tarafından da ağ üretilir. Kullanıcı tarafından sisteme girilen bilgiye karşılık gelen değerler otomatik olarak elemanları ve düğümleri sıralayarak numaralandırır. Modeli en iyi şekilde elde edebilmek için model küçük parçalara bölünmelidir. Modeller ağ oluşturulurken sonlu sayıda elemanlara ayrılır sonrasında cismin sabitlendiği bölge ve kuvvetin uygulandığı yeri ifade eden sınır şartları belirlenir. İstenilen durumlarda ağ üretim yöntemi, eleman sayısı ve tipi değiştirilerek yeni bir ağ oluşturabilmek de mümkündür (219,234).

Verilerin analiz programına yüklenmesi: Sanal ortamdaki modelde farklı yapılara ait materyalin özellikleri, sınır şartları ve yüklemenin koşulları tanımlanmalıdır. İlk olarak incelenecek olan materyallere ait elastisite modülü ve poisson oranı programa tanımlanır. Yükleme koşullarını belirledikten sonra da uygulanacak kuvvetin şiddeti, açısı ve yönü belirlenmektedir. Ayrıca analizin incelendiği konuya göre sürtünme katsayısı, termal iletkenlik ve genleşme katsayısı gibi farklı değerler de kullanılabilir (236).

Yükleme koşulları ve sınırlar: Sınır şartları, streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini tanımlamaktadır. Bu tanım uygulanan kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını ve modelin hangi noktadan sabitlendiğini gösterir (41,219). Analizi yapılacak olan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenmektedir (225).

Sonuçların değerlendirilmesi: Analizin yorumlanması sırasında; implant ve kemik geometrisi, materyalin elastisite modülü ve poisson oranı, osseointegrasyon derecesi ve sınır koşulları elde edilecek sonuçları etkilemektedir. SESA analizi sonrasında bulunan değerlerin, varyansal olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu olduğu için istatistiksel olarak analizi yapılamamaktadır (41). Önemli olan sonuçların değerlendirilmesi sırasında doğru kesitlerin alınması ve düğüm noktalarında oluşan streslerin dikkatli bir şekilde incelenmesidir. İncelemeden sonra diğer örnekler ile karşılaştırmaları yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmeye çalışılır. Bu yöntemde sayısal değerlerden çok stresin hangi noktada toplandığı ve ne kadar olacağı yönünde bilgilere ulaşılabilmektedir (237).

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızın tüm aşamaları Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından SBE.21.011 proje numarasıyla alınan destekle Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı ve özel bir şirket* aracılığıyla gerçekleştirildi. Bu tez çalışmasında; sağ maksiller santral kesici diş bölgesine yerleştirilen 4 mm çapında ve 11 mm uzunluğundaki bone level implant (Medentika Microcone) ile 1,1 mm dişeti yüksekliği, 3,5 mm abutment yüksekliği olan ti base abutment üzerine; monolitik zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik, BioHPP® ve PVDF materyallerinden üretilmiş hibrit abutmentler ile monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik materyalinden üretilen kronların kombine edildiği restorasyon tasarımı oluşturuldu. Oluşturulan tasarımın üzerinde; oblik yükler altındaki implant, implant çevresi kortikal ve spongios kemik, ti base abutment, vida, hibrit abutment ve kronlarda meydana gelen en yüksek stres değerleri, stresin dağılımı ve yoğunlaşma bölgelerinin incelenmesi ve karşılaştırılması yapıldı. Hazırlanan modellerde kullanılan; implant, implantın konumu, kron boyutları, uygulanan kuvvetin miktarı ve yönleri sabit tutuldu. Araştırmamız, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin ürün ve üretici firma bilgileri.

Materyaller	Ürün ve üretici firma	Kısaltma
Lityum disilikat cam seramik	IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn.	LDS
Polimer infiltre hibrit seramik	Vita Enamic; Vita Zahnfabrik, Almanya.	HBC
Translüsент zirkonya	In Coris TZI; Sirona Dental Systems, Almanya	TZI
Modifiye PEEK	Bredent, Almanya.	BioHPP®
Poliviniliden florür	Medentika GmbH, Almanya.	PVDF
İmplant, ti vida ve ti base abutment	Medentika GmbH, Almanya.	

* Ay tasarım mühendislik bilişim limited şirketi

4.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

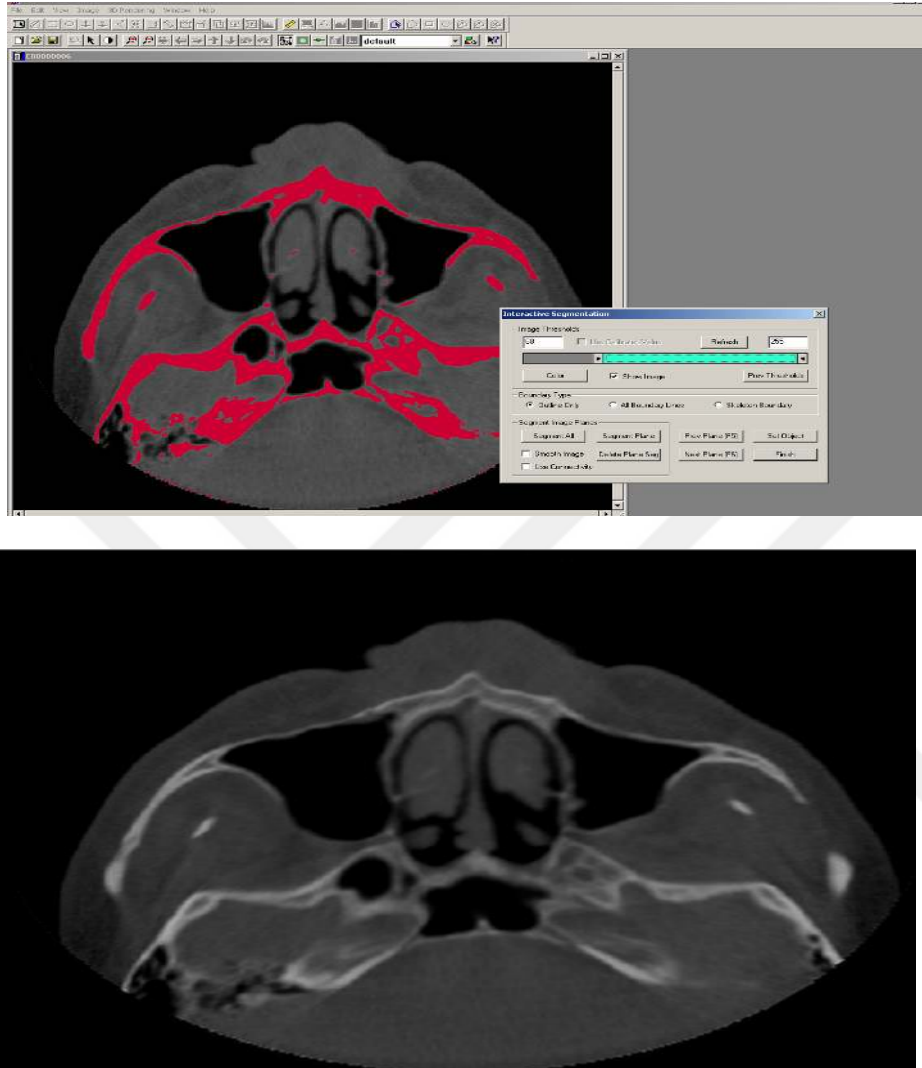
Çalışmada kullanılacak implantların yerleştirileceği üst çene kemiğinin, implantın, ti base abutmentin, hibrit abutmentin, vidanın ve kron restorasyonunun geometrik modelleri oluşturuldu. Üç boyutlu ağ yapısı düzenlendikten sonra üç boyutlu katı modelin oluşturulması, daha homojen hale getirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

4.2. Kemiğin Modellenmesi

Üst çeneyi içeren geometrik modelin oluşturulması amacıyla, üst çene kemiğine ait tomografi görüntüsü (Şekil 2) kullanıldı. Çene kemiği konik huzme ışınlı tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) 120 kvp, 3,8 mA'de ve 40 saniyelik tarama ile tarandıktan sonra elde edilen 601 kesit 0,2 mm kesit kalınlığında olacak şekilde hacimsel veri olarak rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonrasında elde edilen kesitler DICOM 3,0 formatında export edildikten sonra 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, USA) yazılımına alındı.

3D-Doctor yazılımı bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans yöntemi başta olmak üzere birçok görüntüleme sistemiyle elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılım programıdır. Yazılım programı ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde yeniden biçimlendirme ve sadeleştirme gibi değişiklikler de yapılabilmektedir. Kesitler üzerindeki kemik dokusu 3D-Doctor yazılımında “interaktif segmentasyon” yöntemiyle ayrıştırıldıktan sonra “Complex Render” yöntemi kullanılarak 3 boyutlu hale getirildi. Daha sonra 3D-Doctor yazılımında bulunan sadeleştirme yöntemleri sayesinde hem düşük hafıza tüketen hem de düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modellenmesi tamamlandı. Elde edilen 3 boyutlu model daha sonra

3D-Doctor yazılımından STL (Standard Tessellation Language) formatı şeklinde export edildi.

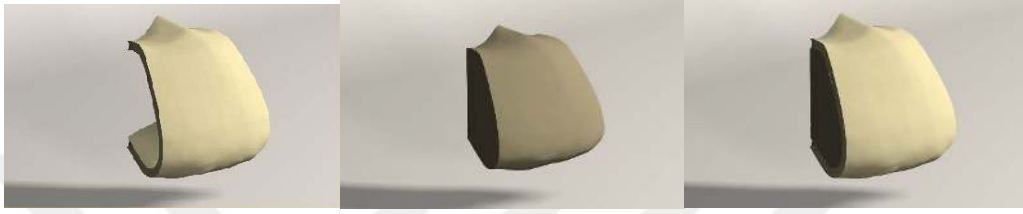


Şekil 2. Modellemede kullanılan tomografi görüntüsü.

Kortikal ve spongioz kemiğin modellenmesi amacıyla Rhinoceros 4,0 yazılımı kullanıldı. Öncelikle yazılımda bir kutu modellendikten sonra kutu modelinin dış yüzeyinin, her ekseninde en az 1,5 mm kalınlıkta (238) olacak şekilde kortikal kemik olarak tanımlaması yapıldı. Daha sonrasında Boolean yöntemi ile implant ve kortikal kemiğin uyumu sağlandı. (Boolean işlemi sonlu elemanlar analizi için modelleme aşamasında iki veya üç boyutlu her türlü birleştirme, çıkartma, kesme, ayırma ve kesişim bulma işlemlerine verilen isimdir.) Boolean yöntemi ile kortikal kemiğin iç kısmını oluşturacak olan spongioz kemiğin modellenmesi için kemiği temsil eden

kutunun sınırlarından 1,5 mm pay bırakılarak bilgisayar ortamında spongioz kemik oluşturuldu. Boolean komutu yardımı ile birden fazla malzeme birleştirilerek tek bir malzeme haline getirildikten sonra elde edilen spongioz kemik, kortikal kemiğin içerisine birebir olacak şekilde (Şekil 3) yerleştirildi.

İmplant ve kemik arasındaki arayüz boyunca sıkı bir temas olduğu ve implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayıldı. Ayrıca her modelde implant ve kronun konumları sabit tutuldu.



Şekil 3. Sırasıyla kortikal kemik, spongioz kemik ve kortikal kemik ile spongioz kemiğin birleştirilmiş modeli.

4.3. İmplant, Abutment Vidası ve Titanyum Base Abutmentin Modellenmesi

11 numaralı santral diş bölgesine, 4 mm çap ve 11 mm boya sahip bone level implant ile bu implant tasarımına uygun olan dişeti yüksekliği 1,1 mm ve baca yüksekliği 3,5 mm olan bir ti base abutment tercih edildi. Çalışmada kullanılan implant, vida ve abutmentler Activity 880 tarayıcısıyla tarandıktan sonra 3 boyutlu görüntüleri (Şekil 4) elde edildi. STL formatında elde edilen modeller daha sonra Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park A ve N, Seattle, WA 98103, USA) yazılımına aktarıldı.



Şekil 4. Sırasıyla modellemede kullanılan implant, ti base abutment ve vidaya ait render görüntüleri.

Geometrik modelleme işleminden sonra analizlerinin yapılması ve analize hazır hale getirilmeleri amacıyla elde edilen görüntüler Algor Fempro (Algor Inc.,USA) yazılımına 3D modelleme programları için evrensel bir değer taşıyan STL formatında aktarılmıştır. Bu sayede düğümlerin koordinat bilgileri saklandığı için bilgi kaybı olmamaktadır. Modelin Algor yazılımı kullanılarak uyumlu hale getirilmesinden sonra yazılım programına oluşturulan modelin maksillaya ait olduğu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığının tanıtılması gerekmektedir. Programda katı cisim özellikleri; lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi. Daha sonra modelleri oluşturan yapıların her birine materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülü ve poisson oranı değerleri (Tablo 3) verilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyallere ait elastik modülü ve poisson oranları.

Materyal özellikleri	Young modulus (MPa)	Poisson oranı
Kortikal kemik (239)	13 700	0,30
Spongioz kemik (239)	1 370	0,30
Ti implant (239)	110 000	0,35
Ti abutment, ti base abutment, abutment ve ti vida (240)	114 000	0,33
Monolitik zirkonya (239)	210 000	0,26
Lityum disilikat (239)	95 000	0,20
Hibrit seramik (239)	30 000	0,23
BioHPP®*	4 000	0,37
PVDF*	2 500	0,34

* Üretici firmanın sağladığı değerler

4.4. İmplant Üstü Hibrit Abutmentler ve Kronun Modellenmesi

Çalışmamızda tercih edilen 11 numaralı santral keser dişinin Wheeler atlasındaki (241) insizal, apikal, mezial ve distal görüntüleri ile boyutları referans alındı. Daha sonra kron, Rhinoceros yazılımındaki bu görüntülere göre 10,5 mm boyunda, 8,5 mm genişliğinde ve 7 mm kalınlığında modellenerek ölçeklendirildi. Bu sayede anatomik yapıya benzer bir diş modeli elde edildi. Dişin yapısında bulunan diğer öğeler Rhinoceros yazılımındaki anatomik limitasyonlar göz önünde bulundurularak modellendikten sonra elde edilen diş formu bütün analizlerde aynı tutuldu.

Bu tez çalışmasında tek bir model oluşturulmuştur. Bütün modellerde abutmentlerin basamak bölgesinden insizal kenara olan mesafe yani kron boyu sabit tutulmuştur. Modelde Wheeler atlasındaki (241) santral kronun mezial, distal, labial ve palatinal bölgedeki sulkular tasarımına sadık kalınarak, en az 0,5 mm genişliğinde shoulder basamak formuna sahip, aksiyel duvar kalınlığı 0,7 mm olan ve mezial basamaktan itibaren 5 mm yüksekliğe sahip bir hibrit abutment tasarımı (Şekil 5) oluşturuldu.



Şekil 5. Tasarımı yapılan hibrit abutmentin render görüntüsü.

4.5. Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Modellerin Birleştirilmesi

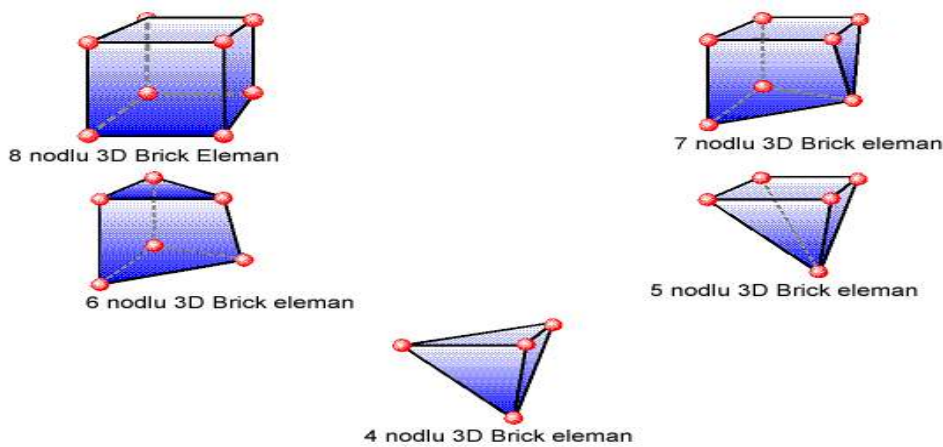
VR Mesh yazılım sisteminde yapılan modeller Algor yazılımı sistemine yüzey verisi olarak STL formatında aktarılmıştır. Analizlerin Algor yazılımında yapılabilmesi için meshlemenin içi dolu şekilde olması gerekmektedir.

Modeller, meshleme işlemi sırasında olabildiğince 10 düğüm noktalı olan brick tipi elemanlardan oluşturulmuştur. Gerektiği durumlarda yapının tamamlanabilmesi amacıyla, modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede hesaplamayı kolaylaştırmak amacıyla mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar kullanılarak yüksek kaliteli ağ yapısının oluşturulması amaçlanmıştır. Analiz işlemini zorlaştıracak için çene modellerindeki dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli bir hale getirilmiştir. Çalışma sonuçlarının daha gerçekçi olması amacıyla seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önünde bulundurarak ve programın izin verdiği ölçüde olabildiğince fazla eleman sayısı seçilmiştir. Modellemede kullanılan eleman ve düğüm sayıları (Tablo 4) aşağıda verilmiştir.

Tablo 4. Modellemede kullanılan eleman ve düğüm sayıları.

Eleman sayısı	Düğüm noktası sayısı
521 881	122 222

Modeller daha sonrasında bricks ve tetrahedral elemanlar içerecek şekilde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedral katı modelleme sisteminde Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. Eğer 8 nodlu elemanlar yeterli detaya ulaşamazsa 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu veya 4 nodlu elemanlar da (Şekil 6) kullanılabilir.



Şekil 6. Farklı düğüm sayısındaki elemanların görünümü.

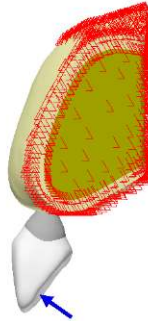
Çalışmadaki bütün modeller; izotropik, homojen ve lineer özellikte kabul edildi. Materyalin homojen olması yapısal her elemanda materyalin mekanik özelliklerinin benzer olduğu anlamına gelmektedir.

4.6. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Birleştirilmiş olan modelin, üç boyutlu olarak uzayda serbest olduğu durumlarda model üzerinde istenilen analizlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla sınırların tanımlanması ve modelin periferik noktalardan sabitlenmesi için hazırlanan modeller DOF’da (Degree of Freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde kemiğin distal ve mezial kesit alanlarından sabitlendi. Kuvvetin uygulanması sırasında model bu bölgelerden destek aldığı için, destek düzlemler değerlendirilecek bölgeye yakın belirlendiğinde oluşan stresler destek düzlemlerine aktarılabilir. Bundan dolayı sonuçlarımızda herhangi bir hataya neden olmaması adına destek düzlemler stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlendi.

4.7. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda modellere palatinal yüzeyden kron insizalinin 2 mm altından olacak şekilde implantın uzun aksına 45° açı ile 178 N değerinde oblik bir kuvvet ile tek koşulda kuvvet uygulaması (Şekil 7) yapılmıştır. Sonuç olarak PVDF, BioHPP®, monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramikten yapılan 5 farklı estetik hibrit abutment materyali ile monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramikten yapılan üç farklı estetik kron restorasyonu materyali tek kuvvet ile değerlendirilmiş olup toplam 15 adet analiz grubu (Tablo 5) oluşturulmuştur.



Şekil 7. Yükleme ve sınır koşulları.

Tablo 5. Çalışma için oluşturulan analiz grupları.

Grup no	Grup adı	İmplant	Abutment	Kron
Grup 1	Grup ZZ	Titanyum	Ti-TZI	Monolitik zirkonya
Grup 2	Grup ZL	Titanyum	Ti-LDS	Monolitik zirkonya
Grup 3	Grup ZH	Titanyum	Ti-HBC	Monolitik zirkonya
Grup 4	Grup ZB	Titanyum	Ti-BioHPP®	Monolitik zirkonya
Grup 5	Grup ZP	Titanyum	Ti-PVDF	Monolitik zirkonya
Grup 6	Grup LZ	Titanyum	Ti-TZI	Lityum disilikat
Grup 7	Grup LL	Titanyum	Ti-LDS	Lityum disilikat
Grup 8	Grup LH	Titanyum	Ti-HBC	Lityum disilikat
Grup 9	Grup LB	Titanyum	Ti-BioHPP®	Lityum disilikat
Grup 10	Grup LP	Titanyum	Ti-PVDF	Lityum disilikat
Grup 11	Grup HZ	Titanyum	Ti-TZI	Hibrit seramik
Grup 12	Grup HL	Titanyum	Ti-LDS	Hibrit seramik
Grup 13	Grup HH	Titanyum	Ti-HBC	Hibrit seramik
Grup 14	Grup HB	Titanyum	Ti-BioHPP®	Hibrit seramik
Grup 15	Grup HP	Titanyum	Ti-PVDF	Hibrit seramik

5. BULGULAR

Çalışmamızda; güncel 5 farklı estetik abutmentin (PVDF, BioHPP®, hibrit seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya) ve 3 farklı estetik kron materyalinin (hibrit seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya) kullanıldığı modelde, santral dışın palatinal bölgesinde, insizalin 2 mm altından ve implantın uzun aksına doğru 45° açı ile 178 N kuvvet uygulaması yapıldıktan sonra implant, ti base abutment, kron, hibrit abutment ve vidada oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal kemik ve spongios kemikteki maksimum principal ve minimum principal stres değerleri değerlendirildi. Analiz sonuçlarındaki maksimum principal stres değerleri pozitif değerler, minimum principal stres değerleri ise negatif değerler ile belirtilmektedir. Analize dahil edilen alanlardan elde edilen bulgular, stres dağılımlarını ifade eden görsel şekiller ve streslerin yoğunlaştığı alanlarda tespit edilen noktasal değerleri içeren sonuçlar grafiklerle birlikte sunuldu.

Stresin dağılım alanlarını gösteren görüntülerin üst tarafında yer alan kolorimetrik skalada (renkli stres skalası) renklere göre değişen aralıklar, oluşan stres değerlerini sayısal olarak göstermektedir. Kolorimetrik skalada her bir stres aralığı MPa cinsinden farklı renkler ile tanımlanmaktadır. Skalanın, aynı yükleme ve yapı için sabit tutulması şekillerin birbirleriyle karşılıklı olarak kıyaslanmasına olanak tanımaktadır.

Görüntülerin üzerinde bulunan skaladaki renklere göre von Mises stres değerleri ile çekme streslerini ifade eden maksimum principal stres değerleri pozitif değerlerle ifade edilir ve değerler maviden kırmızıya doğru artış göstermektedir. Basma streslerini ifade minimum principal stres değerleri ise negatif değerlerle gösterilmektedir fakat bu değerlerin yorumlanması sırasında mutlak değerleri alınmaktadır. Basma stresleri için en yüksek stres seviyesi skalada mavi renk ile gösterilmektedir.

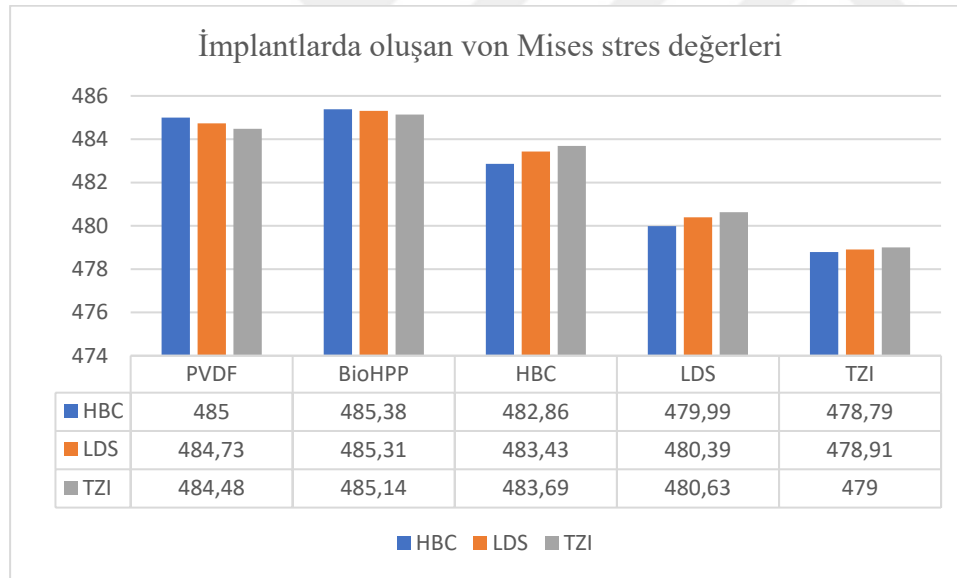
5.1. İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

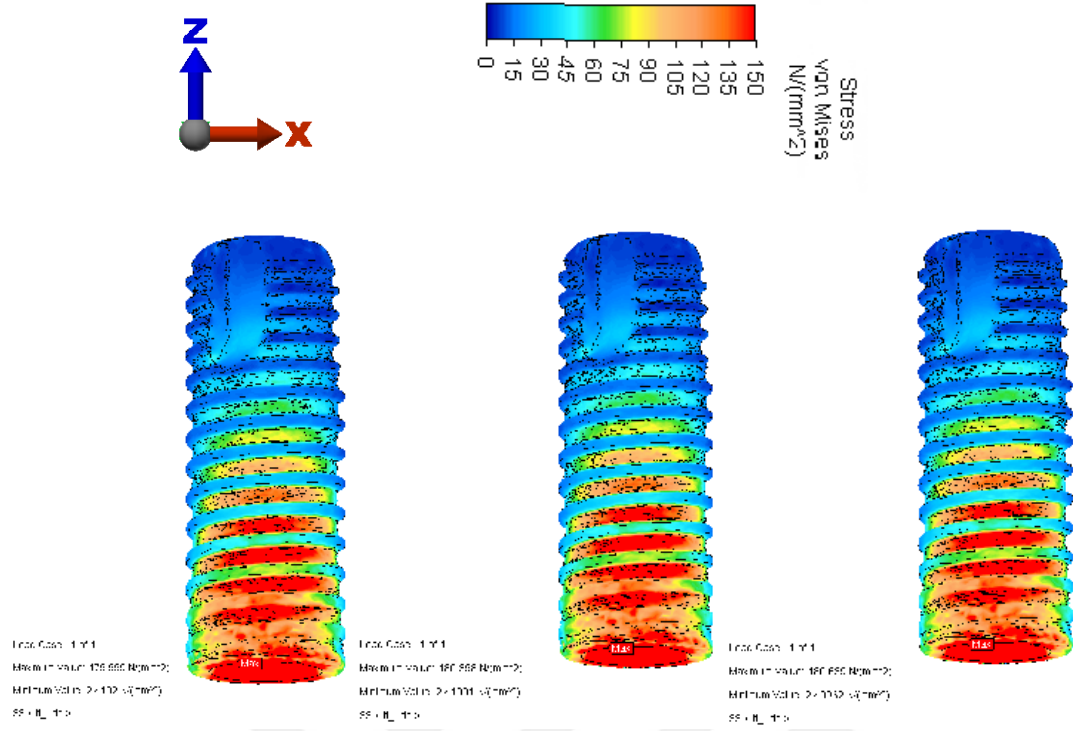
Kronlar üzerinden yapılan oblik kuvvet uygulaması sonucunda implantlarda oluşan stres dağılım patternleri izlendiğinde stresin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru stres değerlerinin azaldığı gözlenmiştir (Şekil 8-12). Çalışmaya dahil edilen gruplarda implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri (Tablo 6) incelendiğinde lityum disilikat abutmentin zirkonya abutment

grubuna benzer şekilde, PVDF abutmentin ise BioHPP® abutmentine benzer stres değerleri sergilediği ve hibrit seramik abutment gruplarının ise bunların arasında bir değerde oluştuğu görülmüştür.

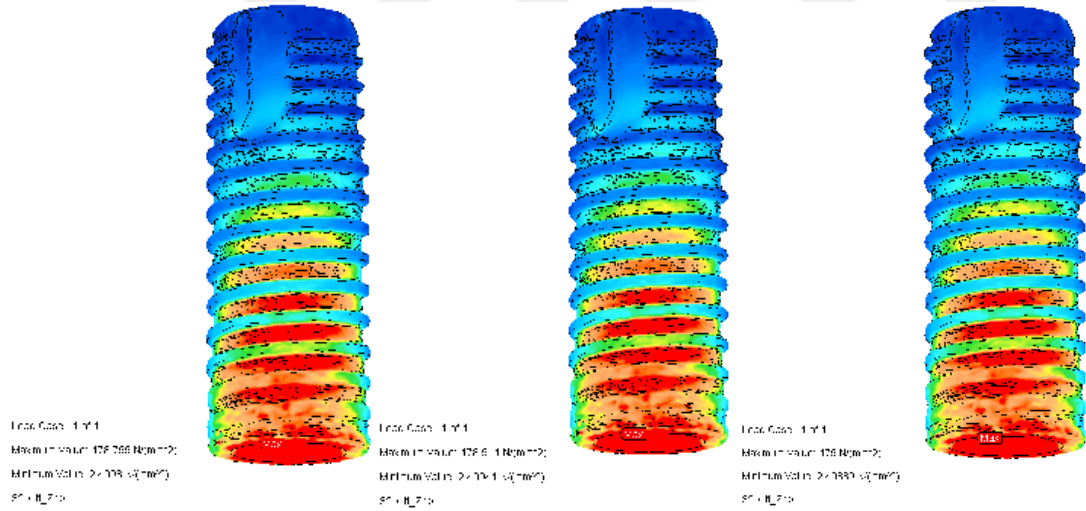
İmplantlar üzerinde gözlenen en yüksek von Mises stres değeri BioHPP® abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı modelde 485,33 MPa olarak bulunmuştur. En düşük von Mises stres değeri ise zirkonya abutmentin hibrit seramik kronla birlikte kullanıldığı modelde 478,79 MPa olarak bulunmuştur. Diğer abutment gruplarında oluşan von Mises stres değerleri bu değerler arasında yer almıştır. Ayrıca gruplar arasında implantlarda oluşan von Mises stres değerleri üzerinde hibrit abutment ile kron materyali farklılıklarının belirgin bir değişiklik oluşturmadığı söylenebilir.

Tablo 6. İmplantlara ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.





Şekil 11. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 12. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait implantlardaki von Mises stres görüntüleri.

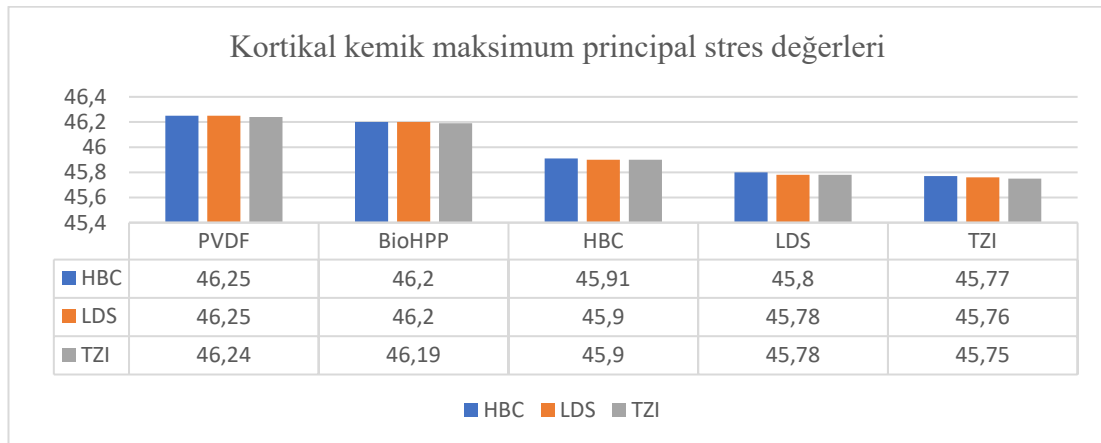
5.2. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Kron üzerinden yapılan oblik kuvvet uygulaması sonucunda oklüzal yüzeyden kortikal kemikteki maksimum principal ve minimum principal stres değerleri (Tablo 7) karşılaştırmalı olarak incelendi. Kortikal kemikteki en yüksek maksimum principal stres değerinin; PVDF abutmentin hibrit seramik kron ve lityum disilikat kron ile kombine edildiği modellerde 46,25 MPa olduğu görüldü. Bütün gruplar arasında kortikal kemikteki en düşük maksimum principal stres değeri ise, zirkonya abutmentin monolitik zirkonya kronla kullanıldığı grupta 45,75 MPa olarak görülmüştür. Analizi yapılan abutment gruplarında abutmentin üzerinde kullanılan kronun elastik modülünün azalmasıyla ters orantılı olarak stres değerlerinin arttığı görülmektedir. Kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri açısından kron materyallerinin değişmesinin abutment grupları arasındaki sıralamayı değiştirmedeği ve sıralamanın büyükten küçüğe doğru sırasıyla;

PVDF>BioHPP® >hibrit seramik>lityum disilikat>zirkonya abutment şeklinde olduğu belirlendi.

Maksimum principal stres değerleri çekme stresinin yoğun olduğu alanları kırmızı renk ile göstermektedir ve analiz gruplarımızda yükün uygulandığı bölge olan palatinal taraftaki kortikal kemikte izlenmiştir (Şekil 13-17).

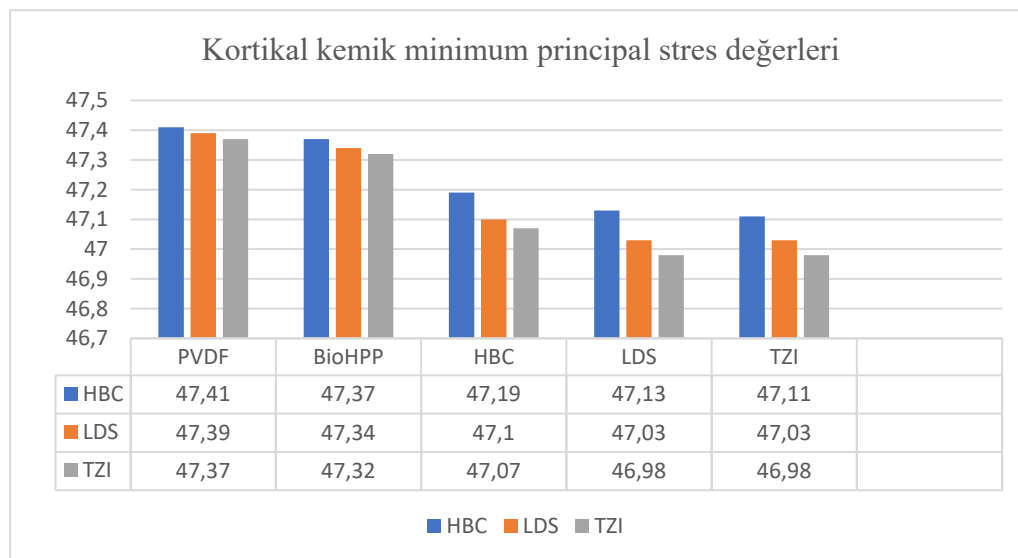
Tablo 7. Kortikal kemiğe ait maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

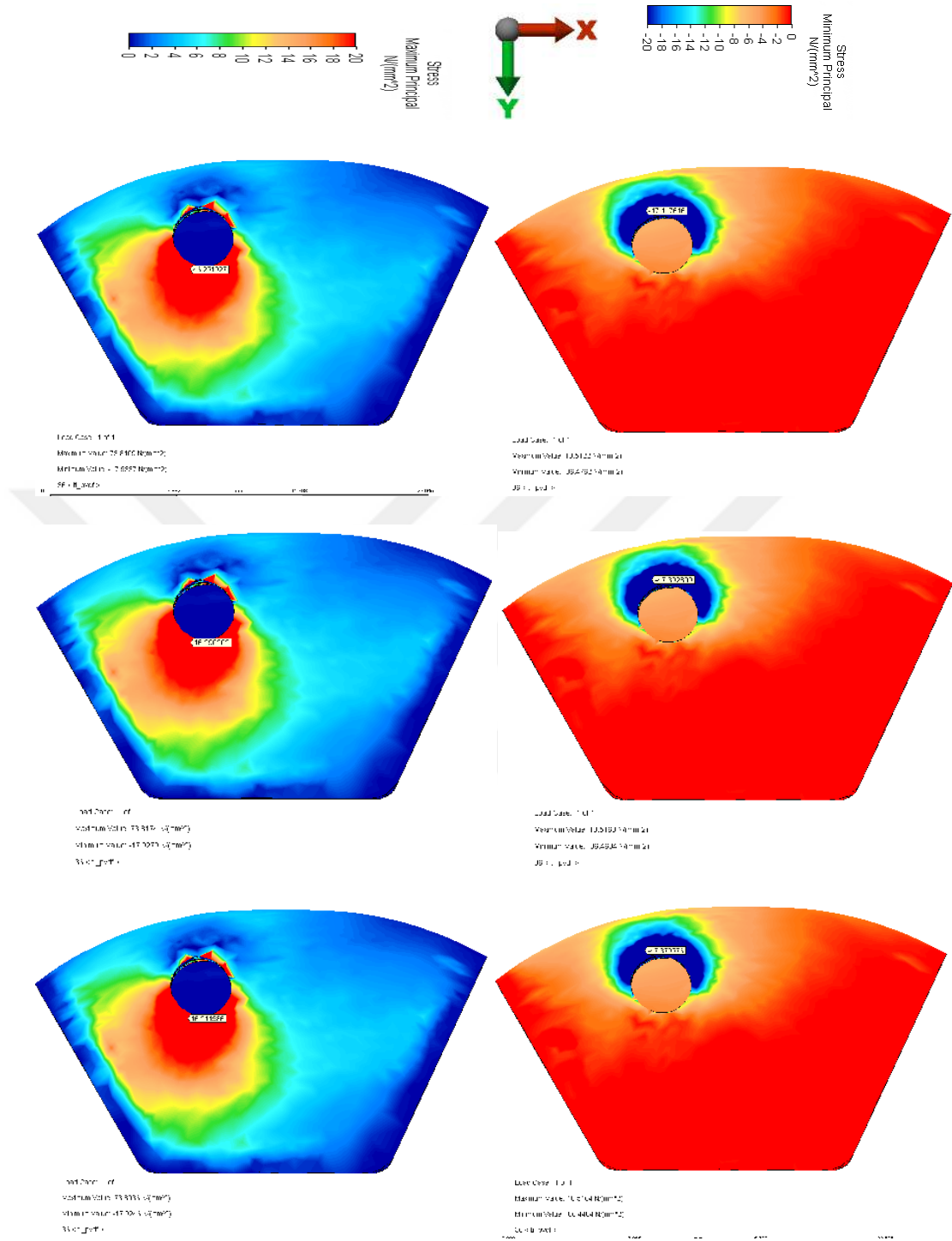


Kortikal kemikte oluşan minimum principal stres alanları görsellerde mavi renkli olarak gösterilmiştir (Şekil 13-17). Bütün gruplarda basma streslerini de ifade eden minimum principal stres değerleri (Tablo 8) modelin labial tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. Gruplar arasında en yüksek minimum principal stres değeri PVDF abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı grupta 47,41 MPa olarak izlenmiştir. Kortikal kemikte oluşan en düşük minimum principal stres değerleri ise, zirkonya ve lityum disilikat abutmentin monolitik zirkonya kron ile birlikte kullanıldığı grupta 46,98 MPa olarak görülmüştür. Bütün gruplarda abutmentlerin üzerindeki kron materyalinin elastik modülünün artışıyla ters orantılı olacak şekilde ve aynı kron grupları için alt yapıdaki abutmentin elastik modülünün artışıyla ters orantılı şekilde stres değerlerinin azaldığını görebiliriz. Ayrıca kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerleri için kron veya abutment materyalindeki değişiminin gruplar arasında belirgin bir fark oluşturmadığını da ifade edebiliriz.

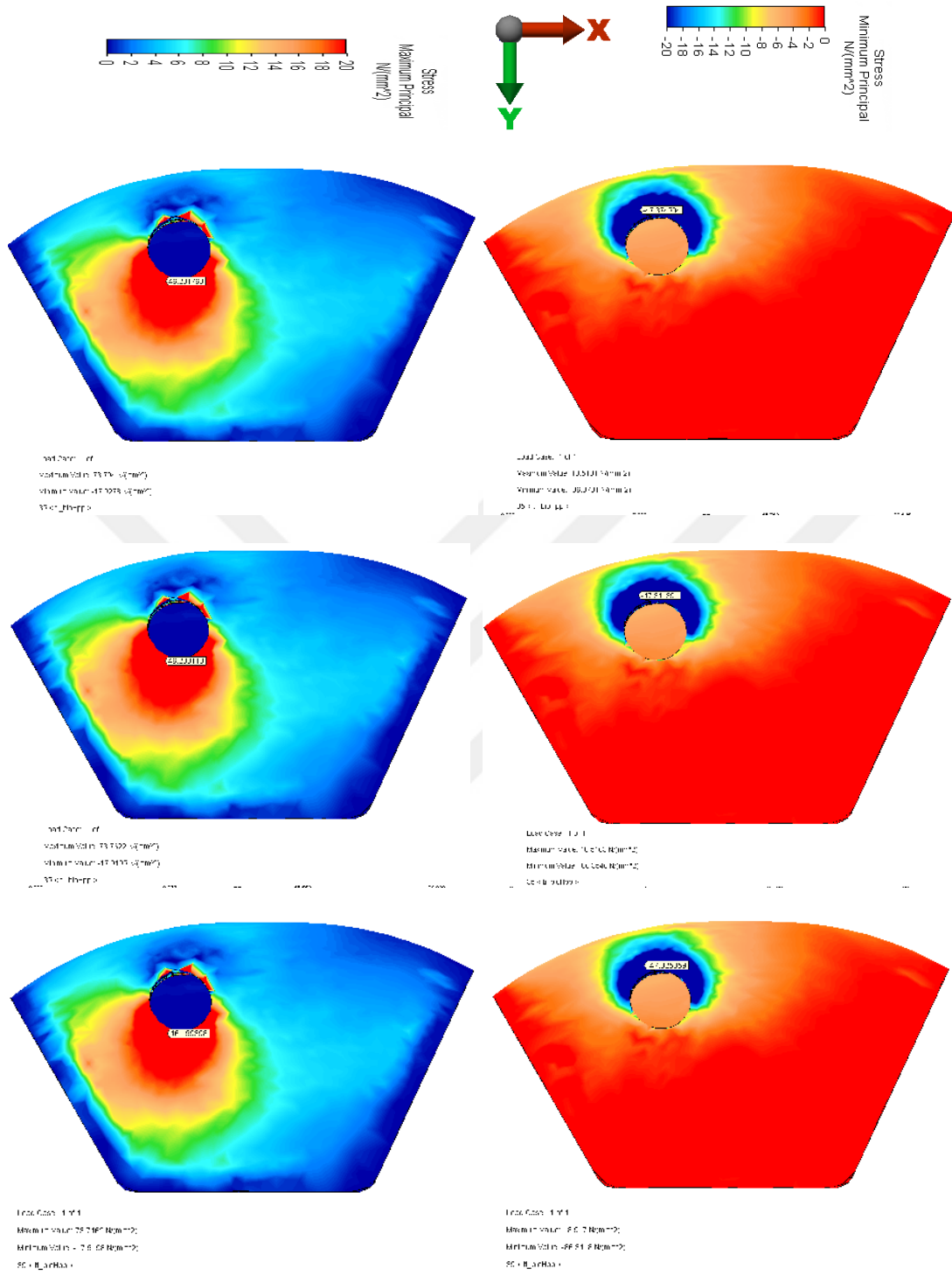
Çalışmaya dahil edilen gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum principal streslerinin maksimum principal streslerine göre daha yüksek değerlerde oluştuğu izlenmekle beraber maksimum principal streslerinin kemiğe daha çok zarar vereceği de bilinmektedir.

Tablo 8. Kortikal kemiğe ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

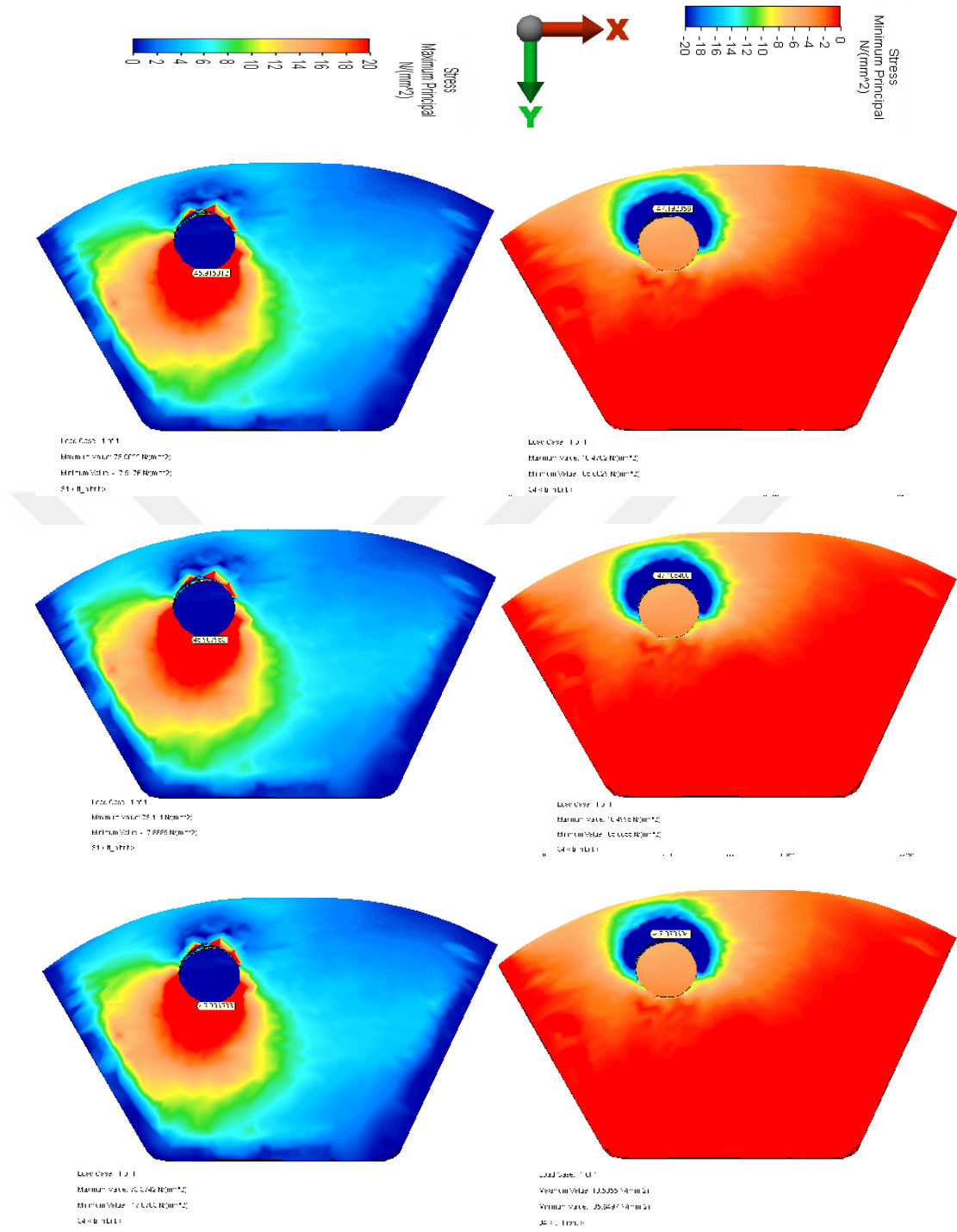




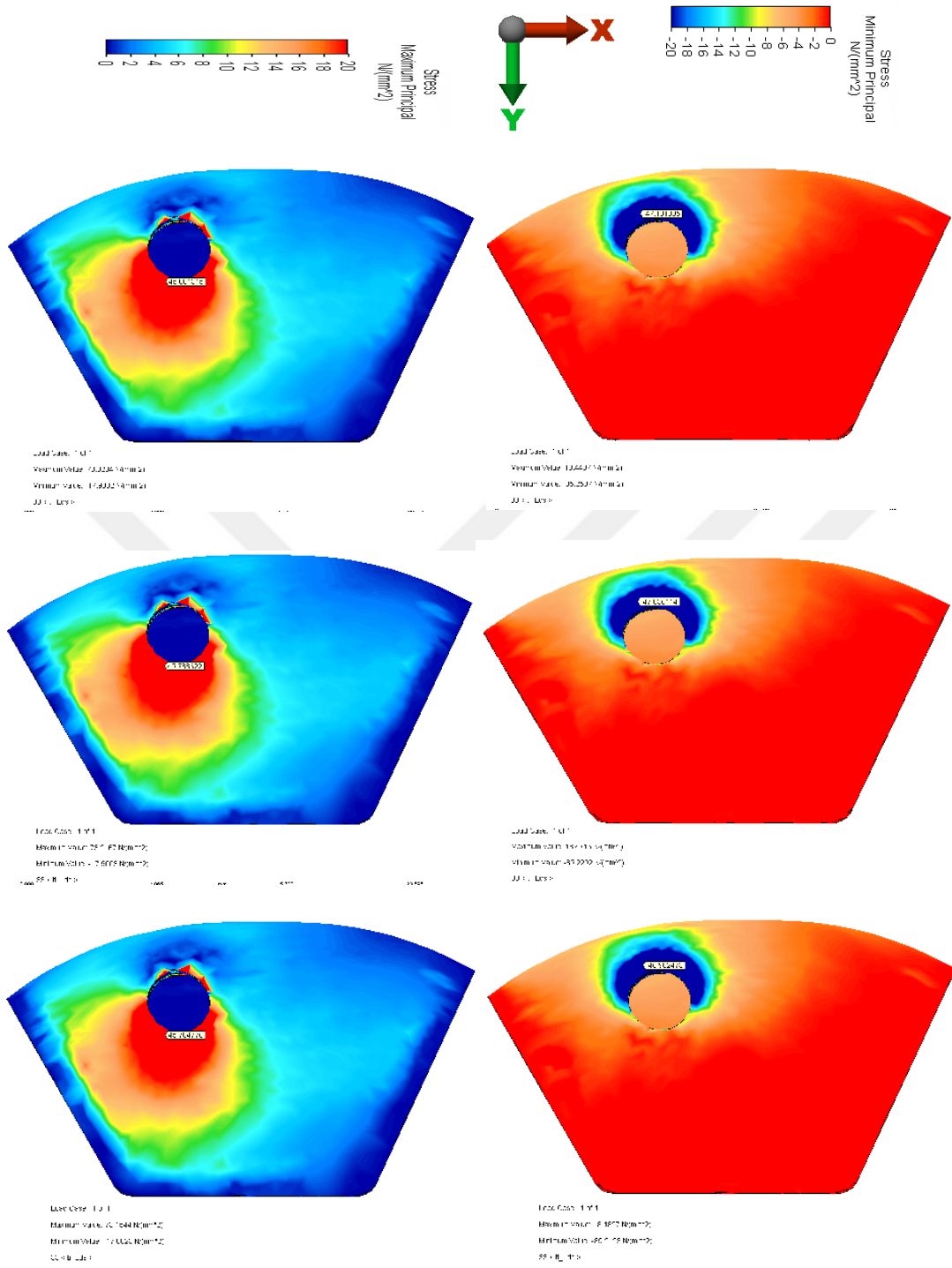
Şekil 13. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



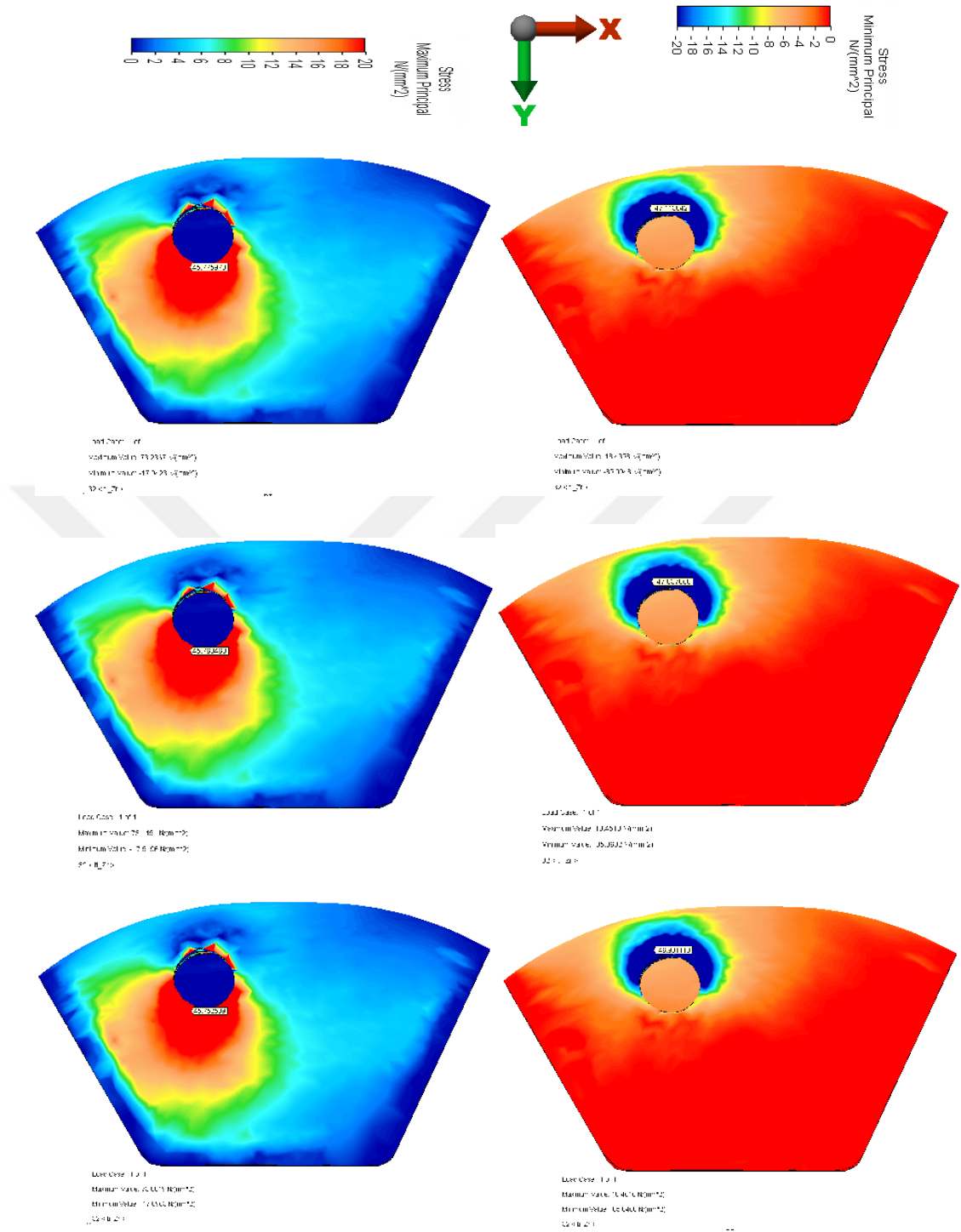
Şekil 14. BioHPP[®] abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 15. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 16. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



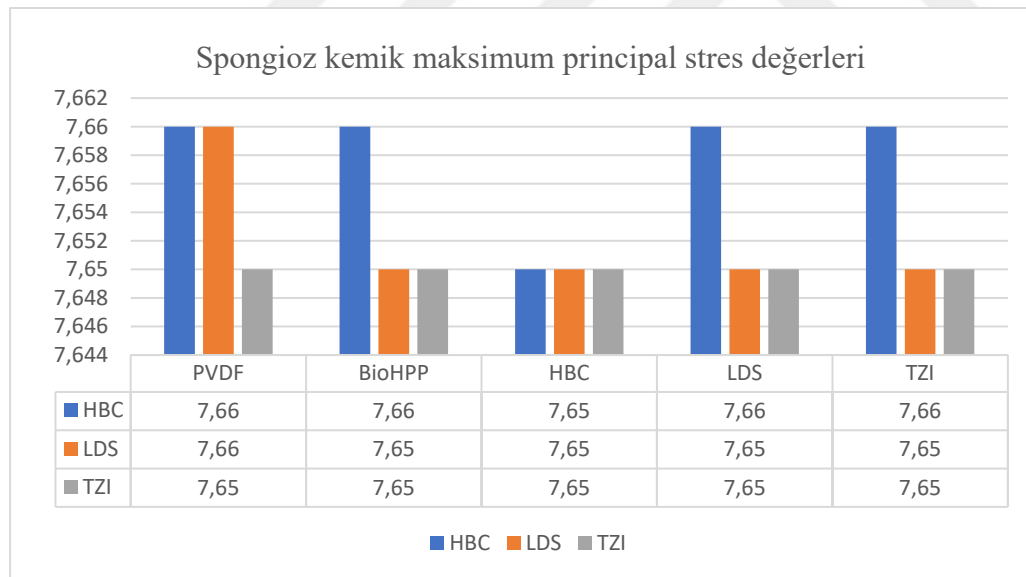
Şekil 17. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait kortikal kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

5.3. Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Kronların üzerinden uygulanan oblik kuvvet uygulaması sonucunda spongioz kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri (Tablo 9) ve minimum principal stres değerleri (Tablo 10) incelendi.

Maksimum değerlerin izlendiği alanlar görüntülerde kırmızı renkli olarak gösterilmiş ve her bir çalışma modelinin labial tarafında bulunan spongioz kemikte izlenmiştir (Şekil 18-22). Çalışma modellerinde implantın labialinden başlayarak meziale ve distale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres yayılımı görülmektedir. Spongioz kemik için maksimum principal stres değerleri çalışma modellerimizdeki gruplarda benzer bulunmuştur.

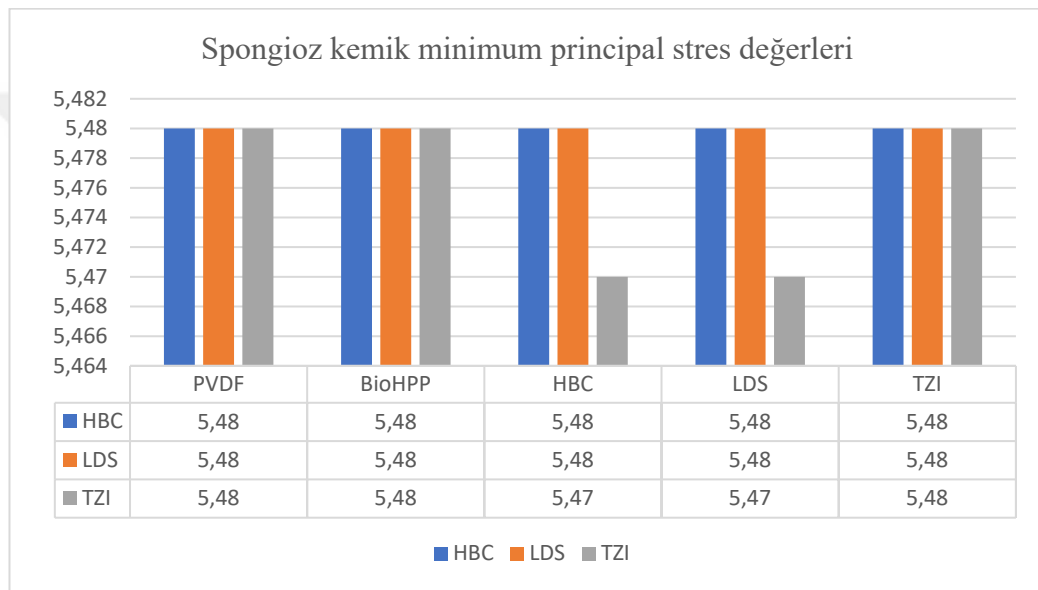
Tablo 9. Spongioz kemiğe ait maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

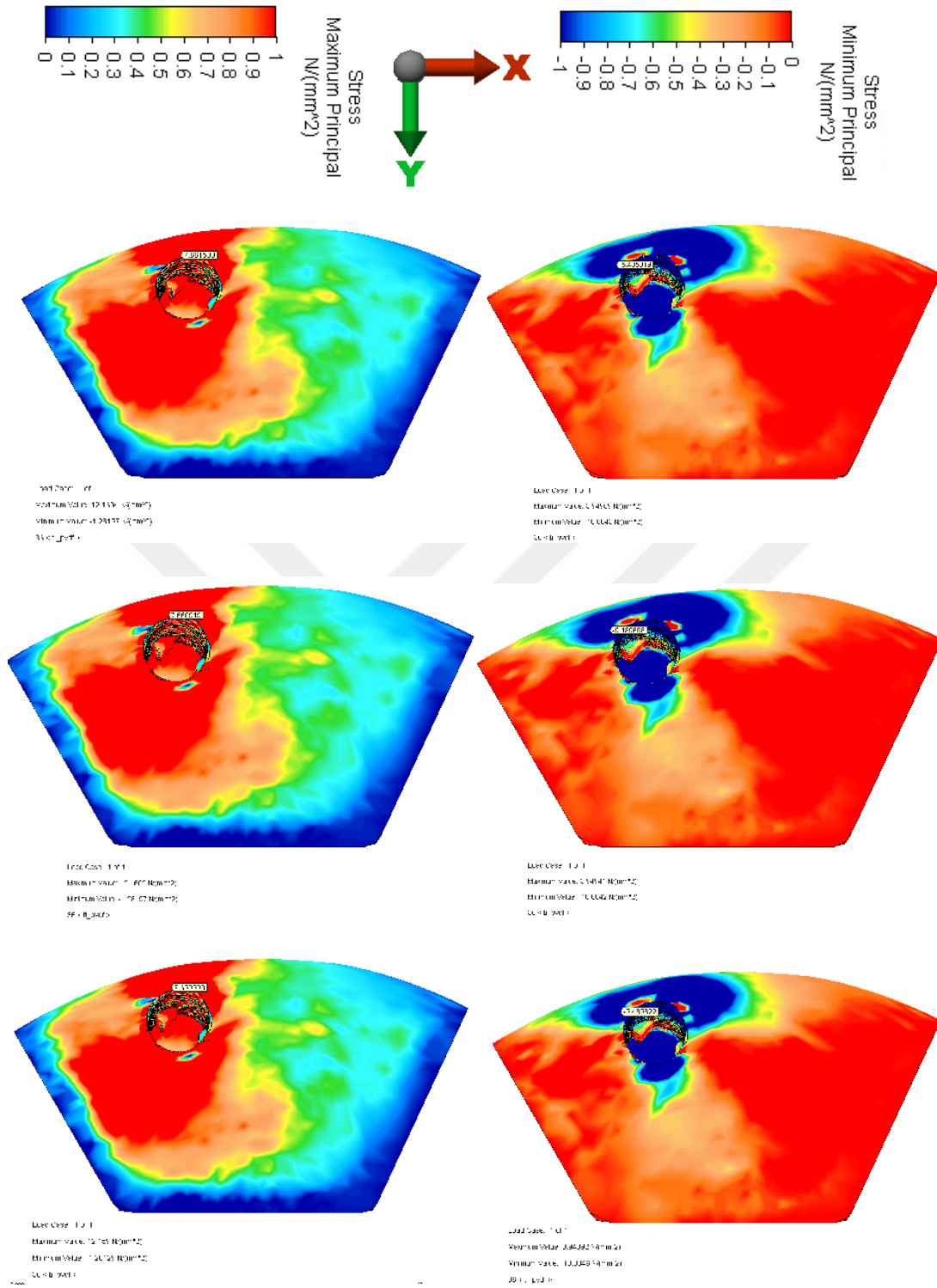


Spongioz kemikteki minimum principal stres değerleri mavi renkle gösterilmiş olup aynı zamanda basma streslerini de ifade etmektedir. Oluşan minimum değerlerin mutlak değerleri alındıktan sonra incelenen görsellerde basma streslerinin modellerin labialindeki spongioz kemikte yoğunlaştığı izlenmiştir. Her implantın labialinden başlayarak mezial ve distal tarafa doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres patterni izlenmektedir (Şekil 18-22).

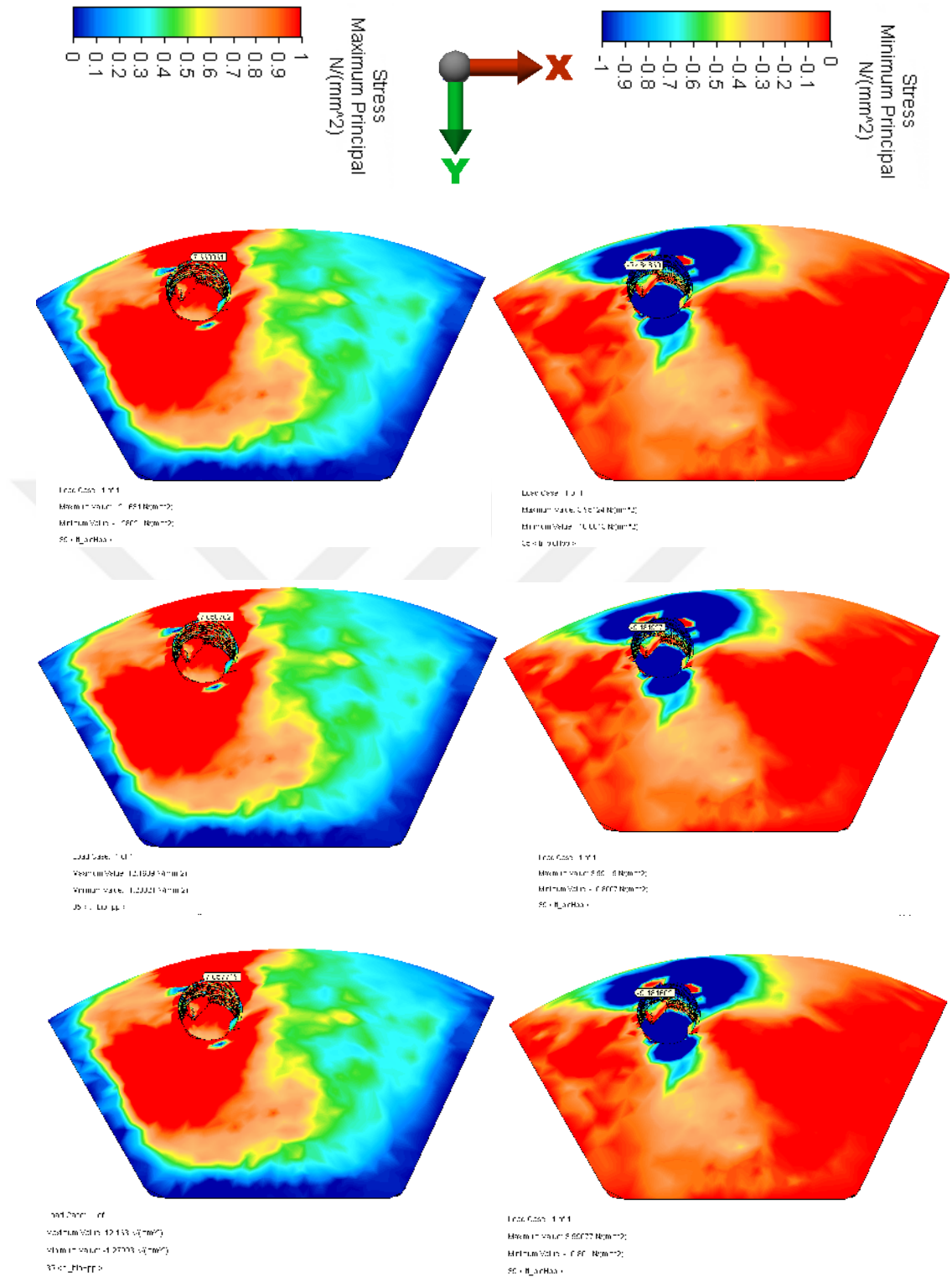
Çalışmaya dahil edilen bütün gruplar için hibrit abutment ve kron materyalinin değiştirilmesinin spongios kemikteki maksimum ve minimum principal stres değerleri ile stres patterni üzerinde belirgin fark oluşturmadığı ve spongios kemikte oluşan maksimum principal stres değerlerinin minimum stres değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür.

Tablo 10. Spongios kemiğe ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

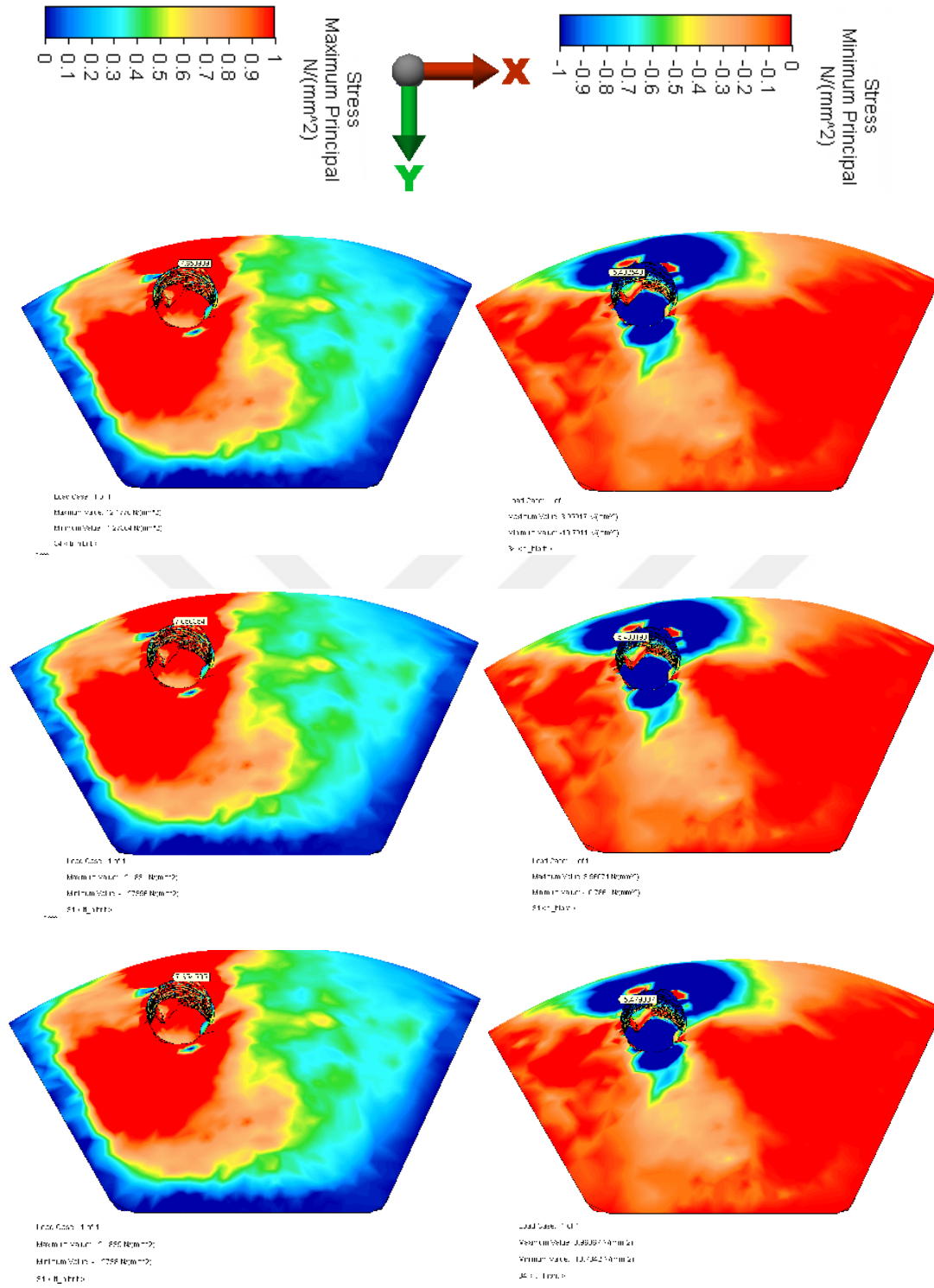




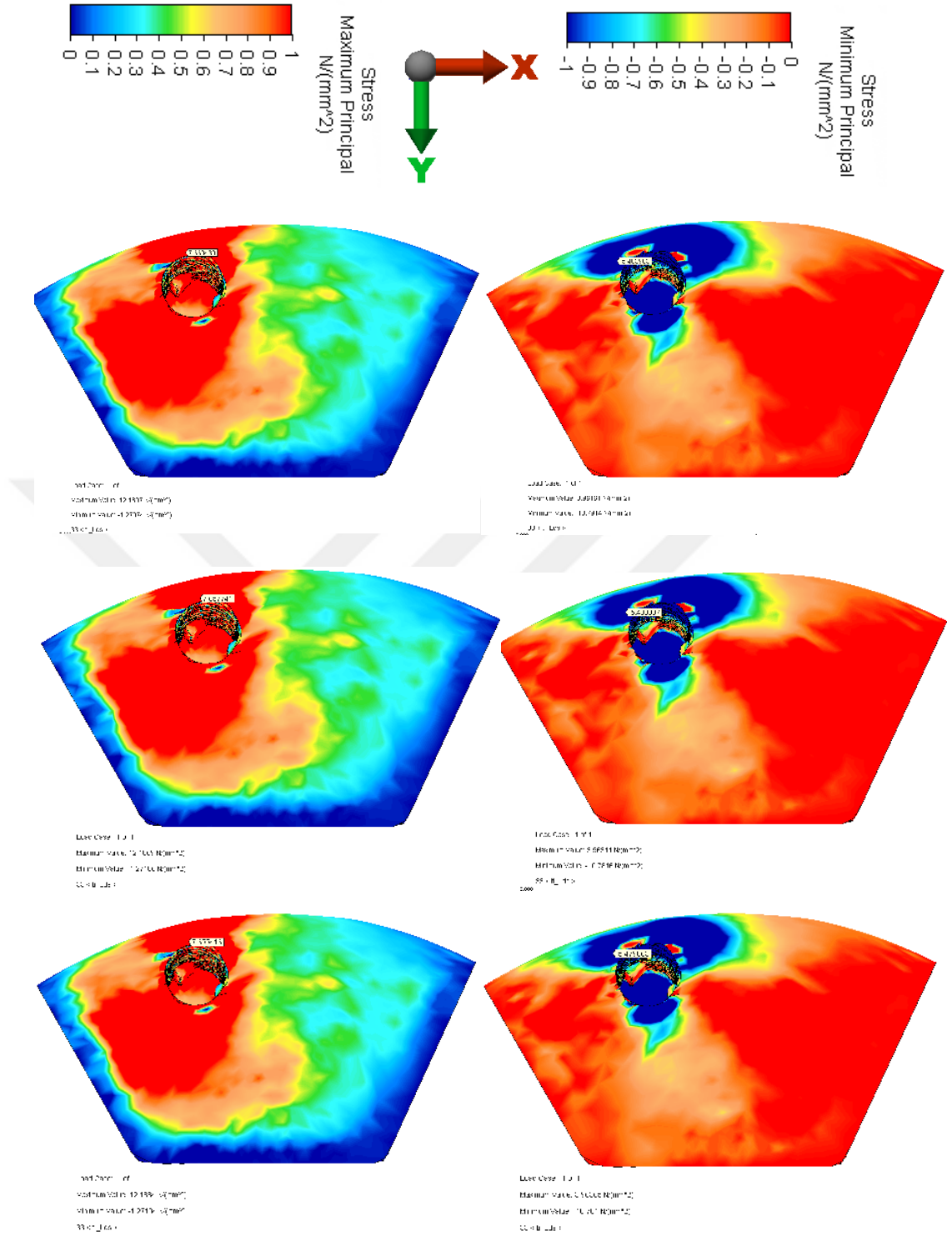
Şekil 18. PVDF abutmentin HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



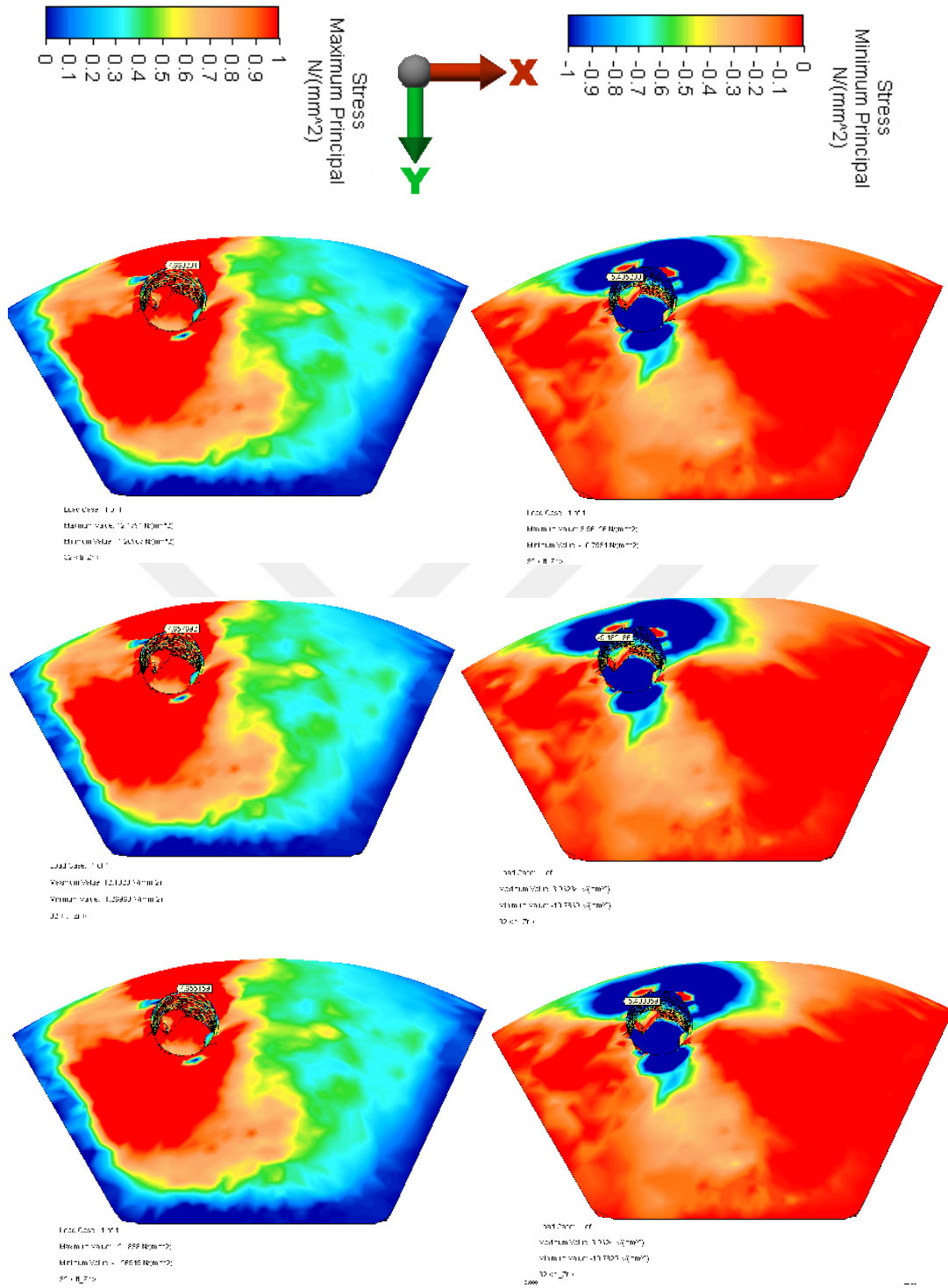
Şekil 19. BioHPP® abutmentin HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 20. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 21. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.



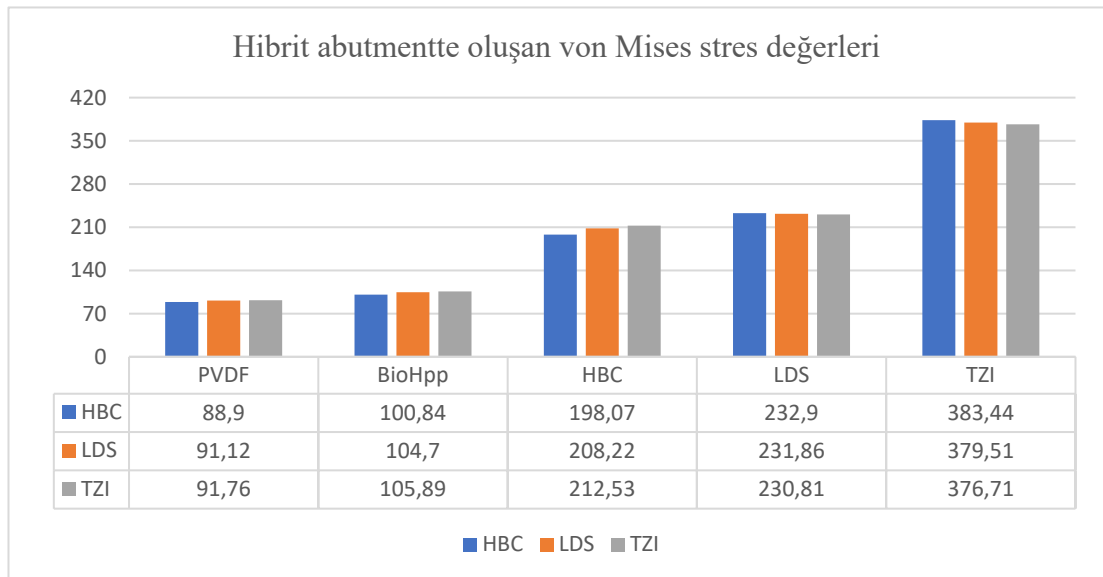
Şekil 22. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait spongioz kemik için maksimum ve minimum principal stres görüntüleri.

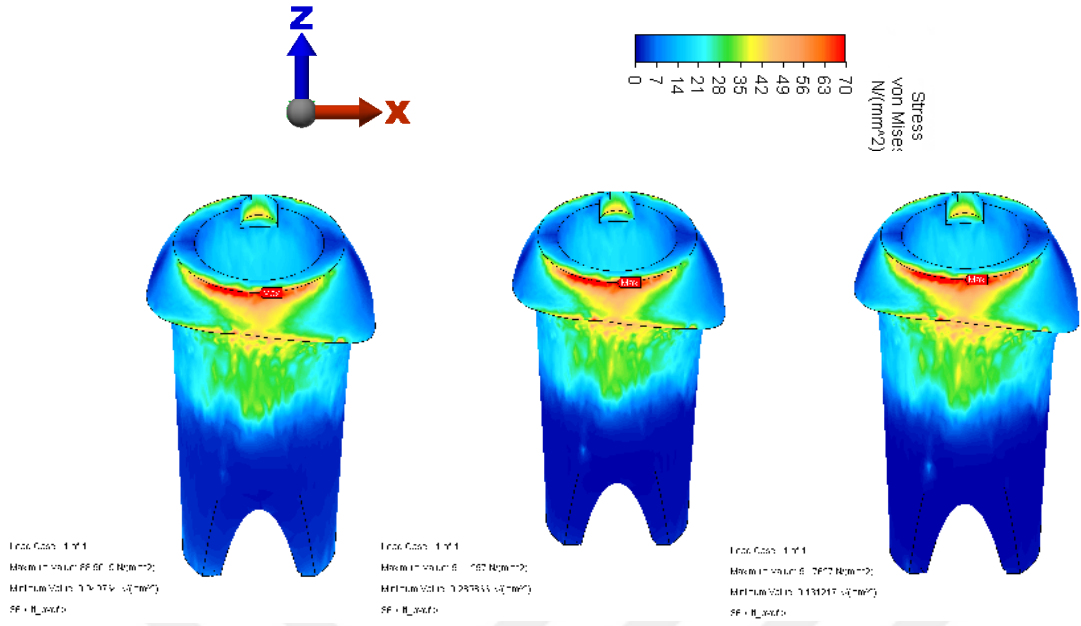
5.4. Hibrit Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Hibrit abutmentlerde oluşan stres değerlerine bakıldığında (Tablo 11) en yüksek von Mises stres değerini zirkonya abutmentin hibrit seramik kronla kullanıldığı modelde 383,44 MPa olarak, en düşük von Mises stres değeri ise PVDF abutmentin hibrit seramik kronla birlikte kullanıldığı modelde 88,9 MPa olarak görülmüştür. En yüksek von Mises değerinin, zirkonya ve lityum disilikat gruplarında abutmentlerin ti base parçasına bakan yüzeyinde oluştuğu; hibrit seramik, BioHPP® ve PVDF abutment gruplarında ise kopinge ait transgingival yüksekliğin marginal kenarında oluştuğu görülmektedir (Şekil 23-27).

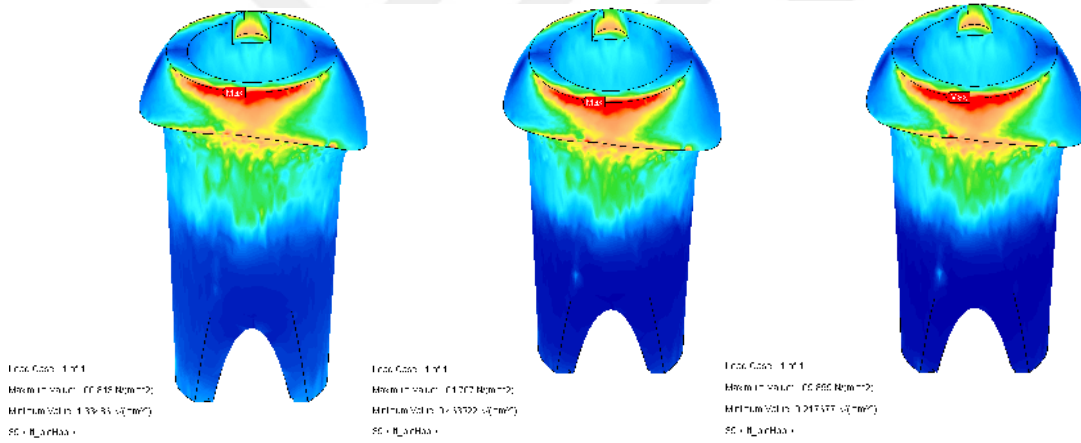
Yüksek elastik modülüne sahip zirkonya ve lityum disilikat abutmentin yapısında izlenen von Mises stres değerleri kron materyalinin elastik modülünün artışıyla ters orantılı olarak azalırken, düşük elastik modülüne sahip hibrit seramik, BioHPP® ve PVDF abutment gruplarında oluşan von Mises stres değeri artış göstermiştir. Aynı kron gruplarında ve üç restoratif kron materyali için de geçerli olmak üzere, alttaki abutmentin elastik modülü arttıkça abutmentin kendi üzerinde biriktirdiği stres değerlerinin artış gösterdiği görüldü. Abutmentlerin kron materyali altındaki davranışlarına bakıldığında PVDF ve BioHPP® abutment gruplarının birbirine yakın stres değerleri gösterdiği görülmektedir. Genel grafiğe baktığımızda ise hibrit abutmentlerde oluşan stres değerleri için kron materyalindeki değişimin oluşacak stres değerleri üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığını söyleyebiliriz.

Tablo 11. Hibrit abutmentlere ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

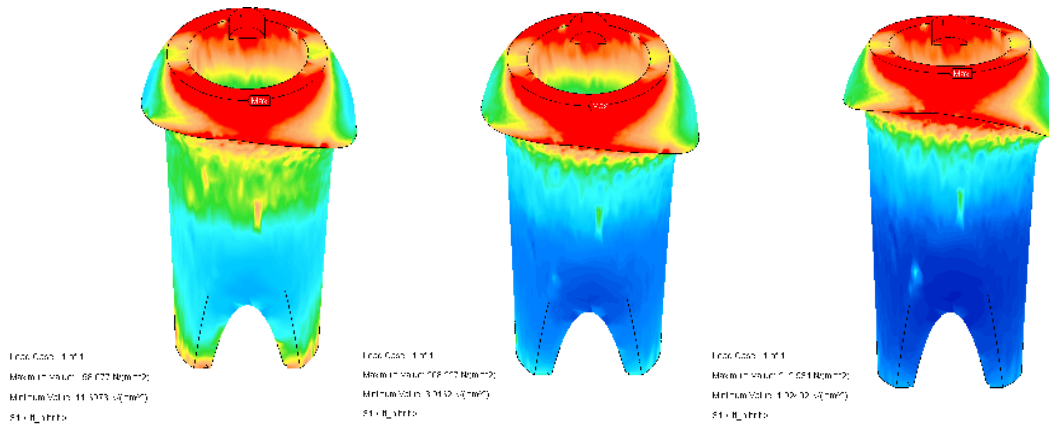




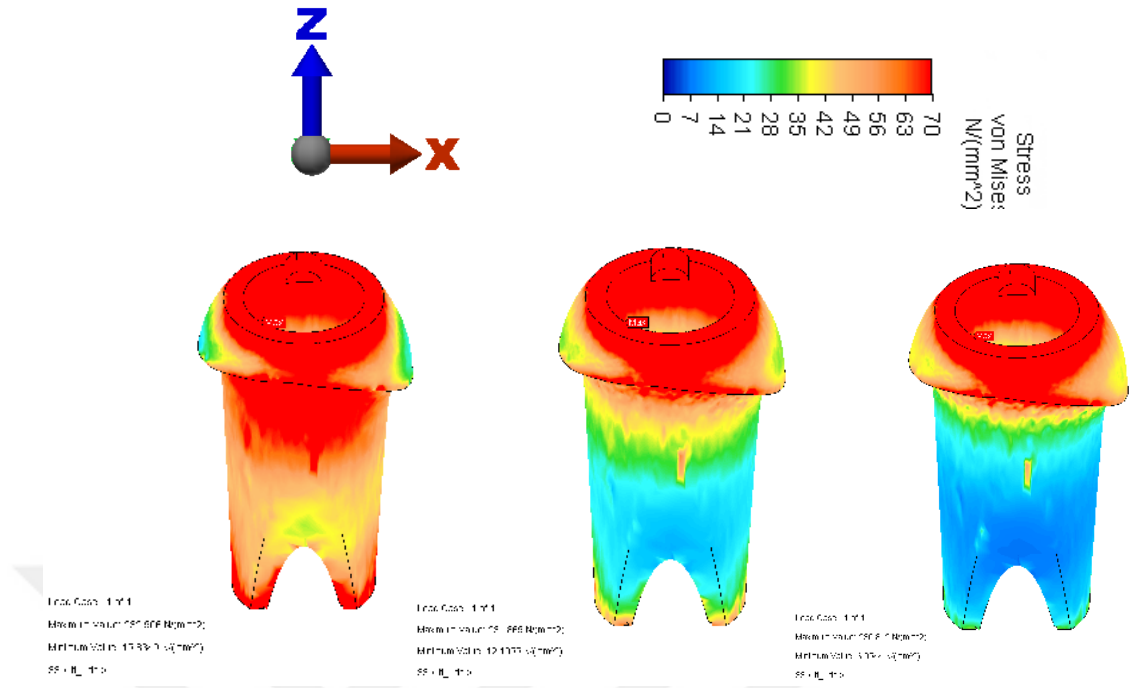
Şekil 23. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.



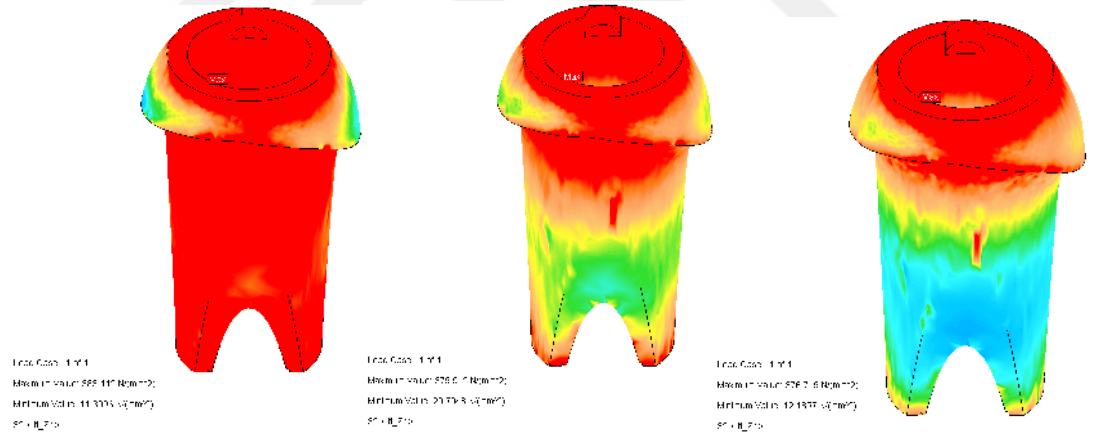
Şekil 24. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.



Şekil 25. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.



Şekil 26. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.



Şekil 27. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait von Mises stres görüntüleri.

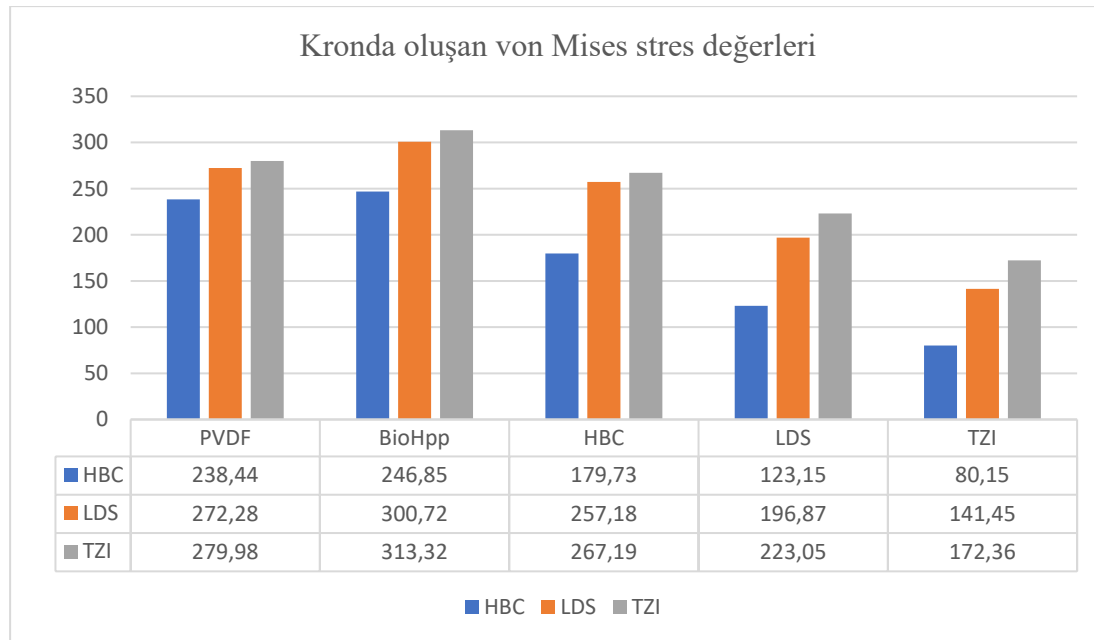
5.5. Kronlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

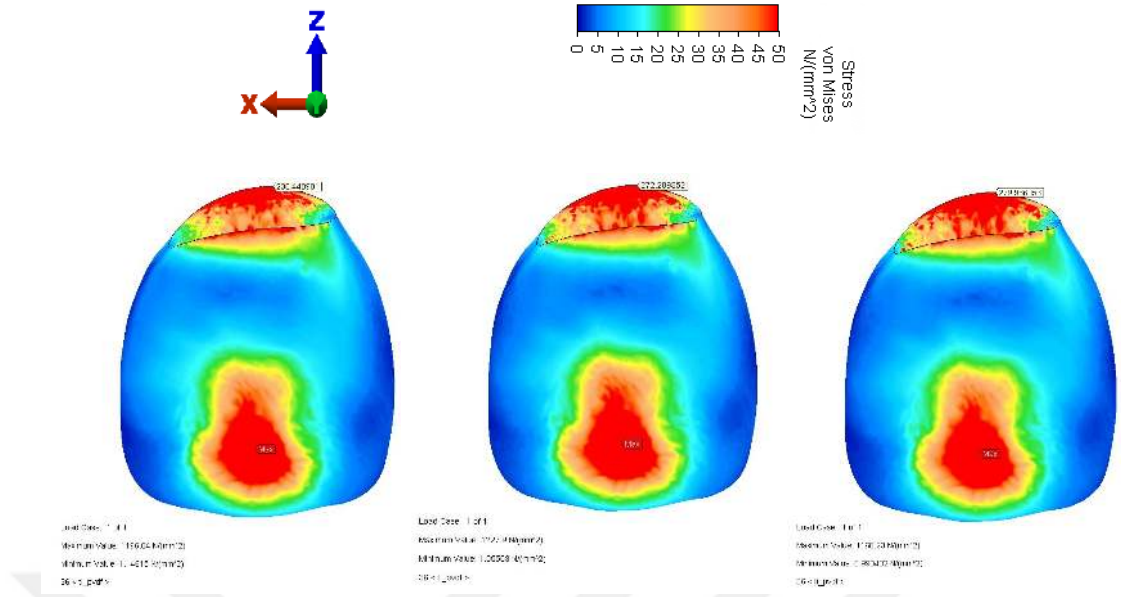
Kronların üzerinden uygulanan oblik kuvvet uygulaması sonucunda oluşan stres bulguları için von mises stres değerleri birlikte minimum principal stres değerleri incelenmiştir.

Analizi yapılan bütün gruplarda oluşan von Mises stres değerleri bütün kron grupları için labial yüzeyin servikal bölgesinde ve kronun iç yüzeyinde oluşmuştur (Şekil 28-32). Çalışmaya dahil edilen gruplarda oluşan von Mises değerlerine bakıldığında (Tablo 12) en yüksek von Mises değeri BioHPP® abutmentin monolitik zirkonya kronla birleştirildiği modelde 313,32 MPa olarak, en düşük von Mises stres değeri ise zirkonya abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı grupta 80,15 MPa olarak görülmüştür.

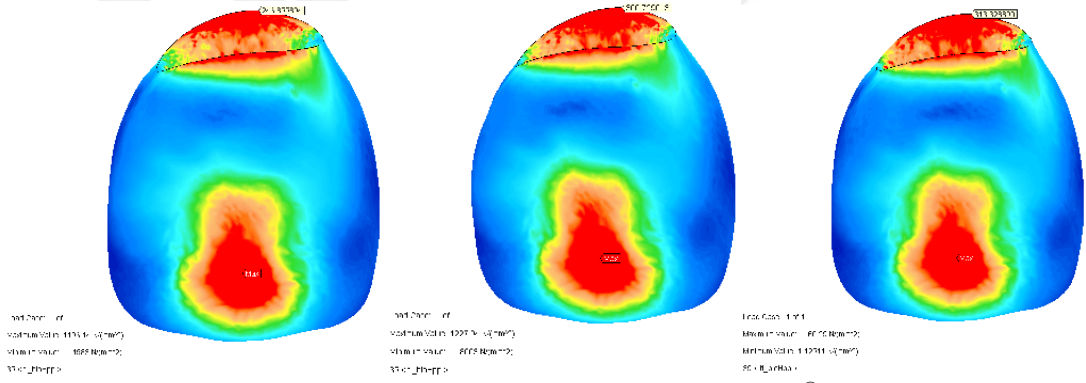
Çalışmada kullanılan abutment gruplarında kronlarda oluşan von Mises stres değerlerinin, kronun elastik modülünün artışıyla doğru orantılı olacak şekilde arttığı söylenebilir.

Tablo 12. Kronlara ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

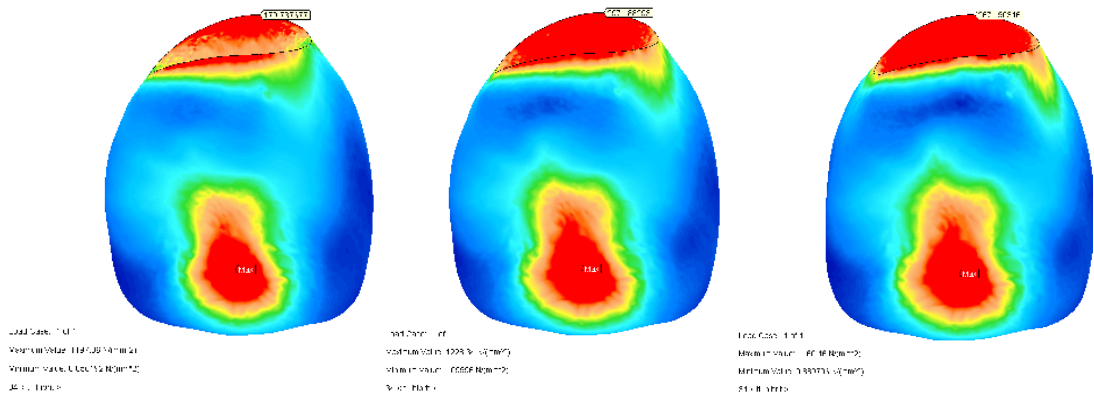




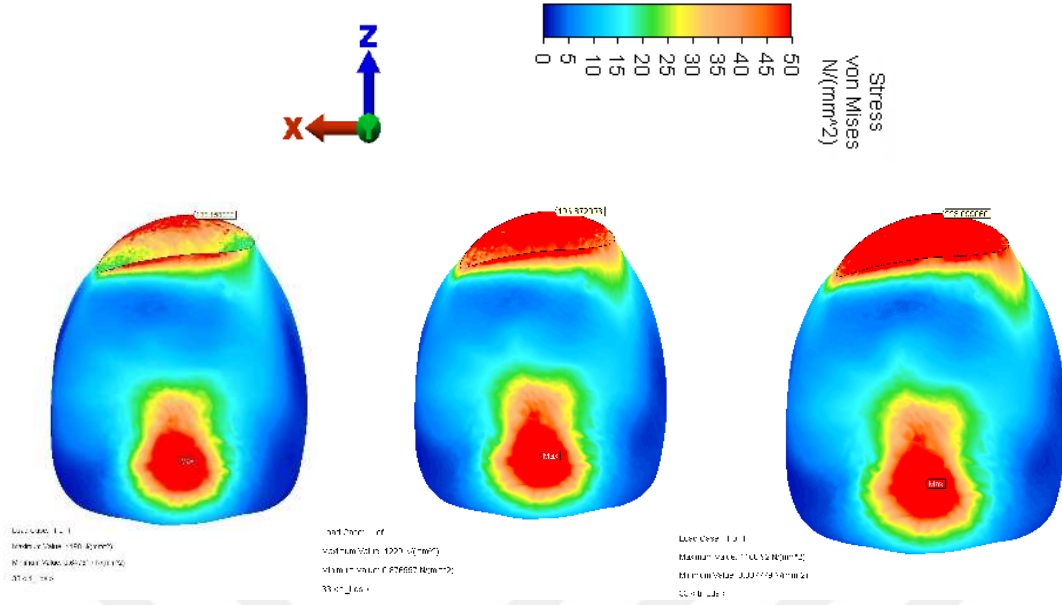
Şekil 28. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının PVDF abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.



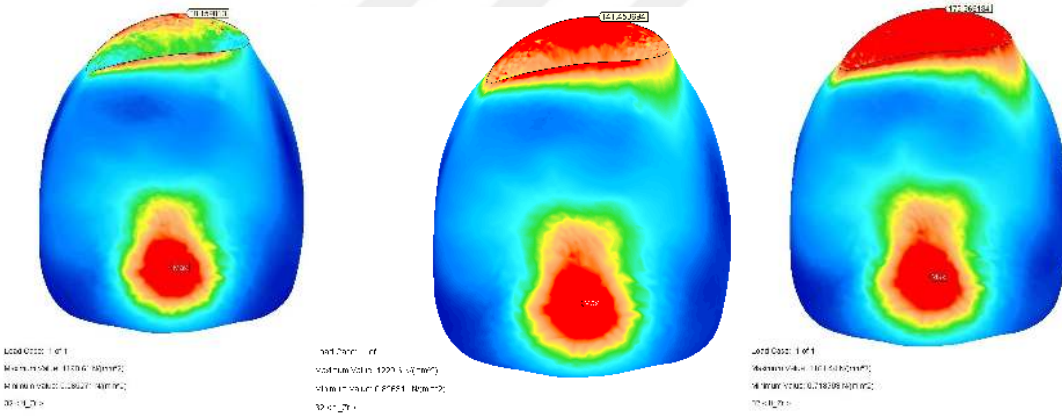
Şekil 29. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının BioHPP® abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 30. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının HBC abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 31. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının LDS abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.



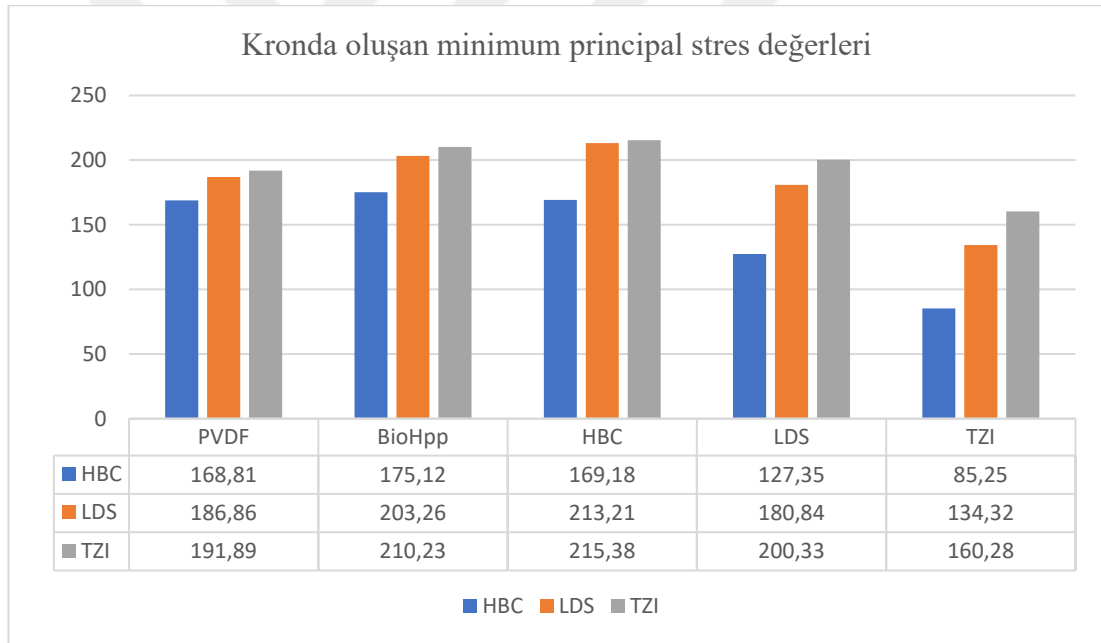
Şekil 32. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının TZI abutment üzerindeki von Mises stres görüntüleri.

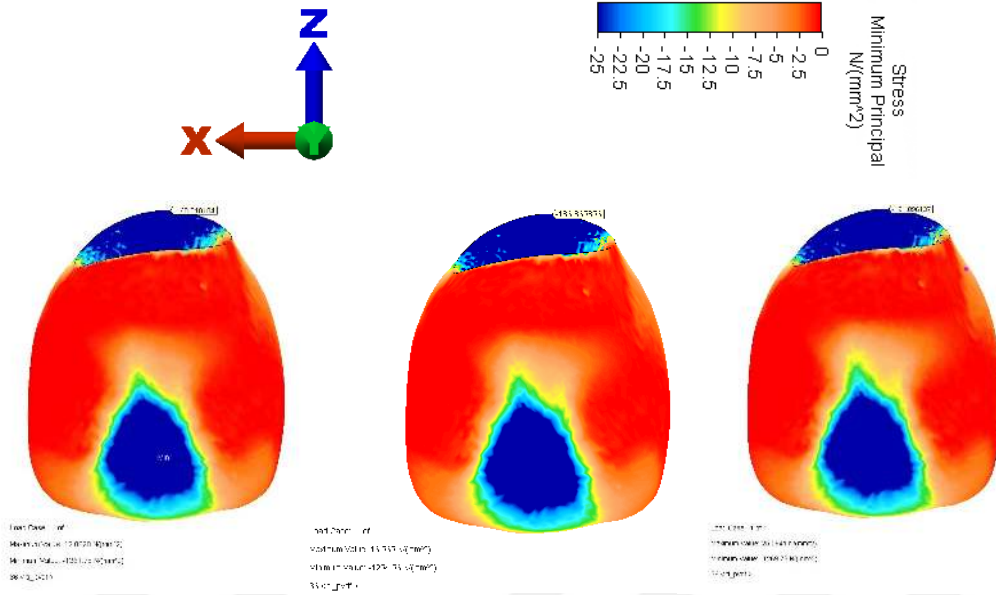
5.6. Kronlarda Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Kronlarda oluşan minimum principal stres değerleri basma streslerini göstermektedir. Çalışma grupları arasında kronlar üzerinde oluşan en yüksek minimum principal stres değerlerine bakıldığında (Tablo 13) hibrit seramik abutmentin monolitik zirkonya kron ile birlikte kullanıldığı modelde 215,38 MPa olarak oluştuğu, en düşük minimum principal stres değerinin ise zirkonya abutmentin hibrit seramik kronla birlikte kullanıldığı modelde 85,25 MPa olarak oluşmuştur.

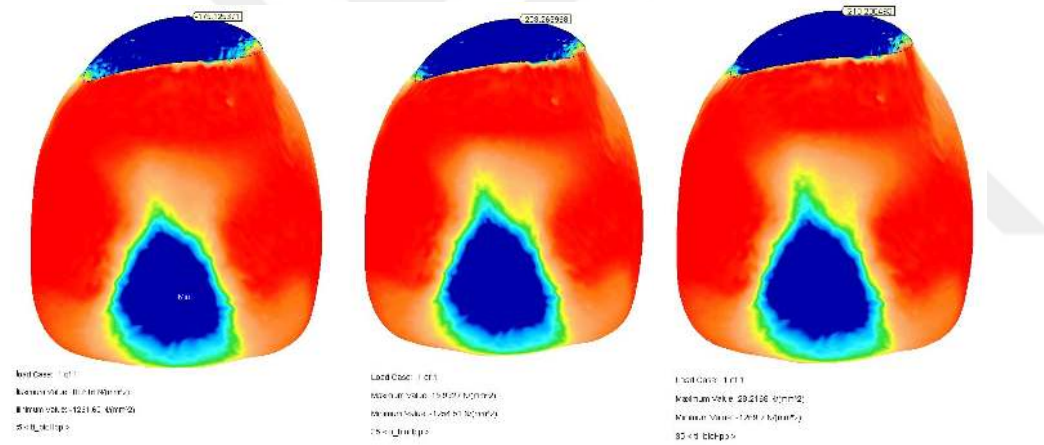
Kronlar üzerinde oluşan basma streslerinin, kronların labialindeki marginal kenar sınırında ve kronların iç yüzeyinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 33-37).

Tablo 13. Kronlara ait minimum principal stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

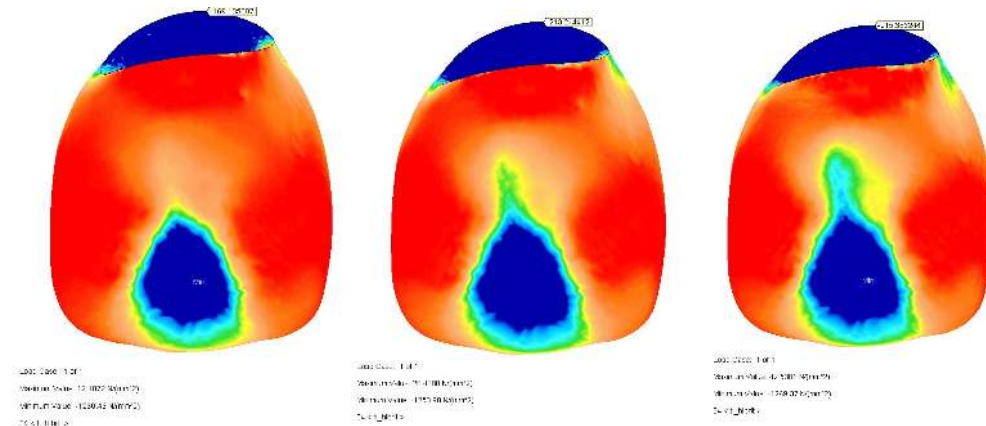




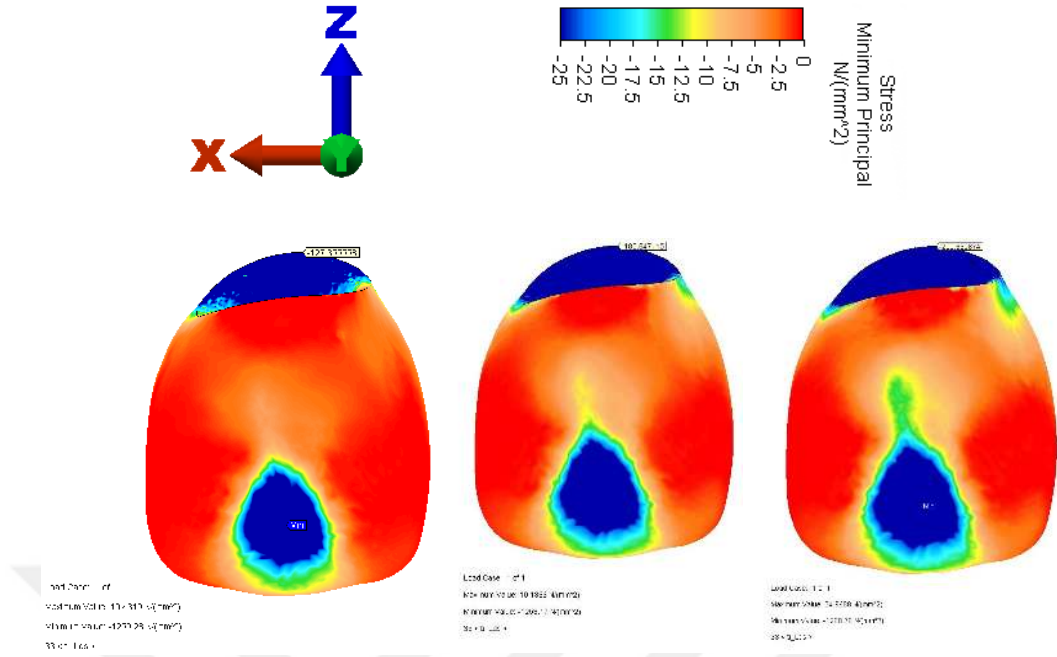
Şekil 33. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının PVDF abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.



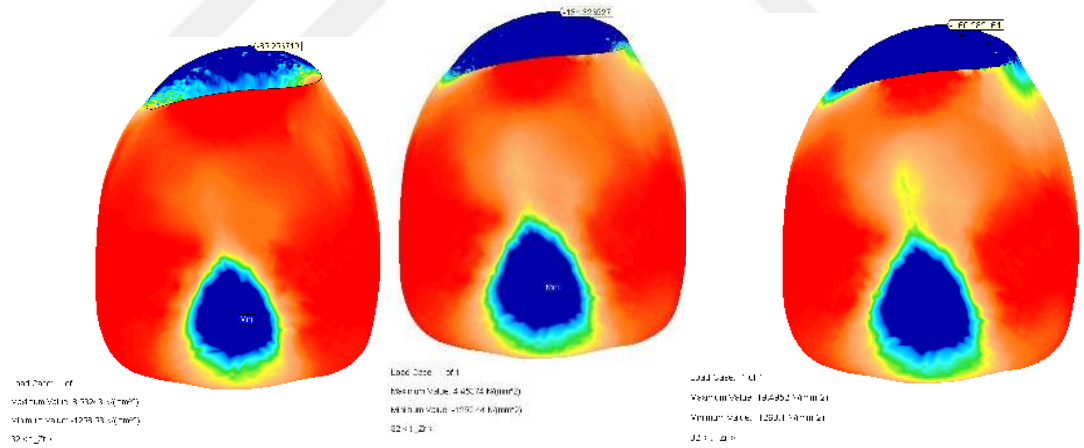
Şekil 34. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının BioHPP® abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 35. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının HBC abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.



Şekil 36. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının LDS abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

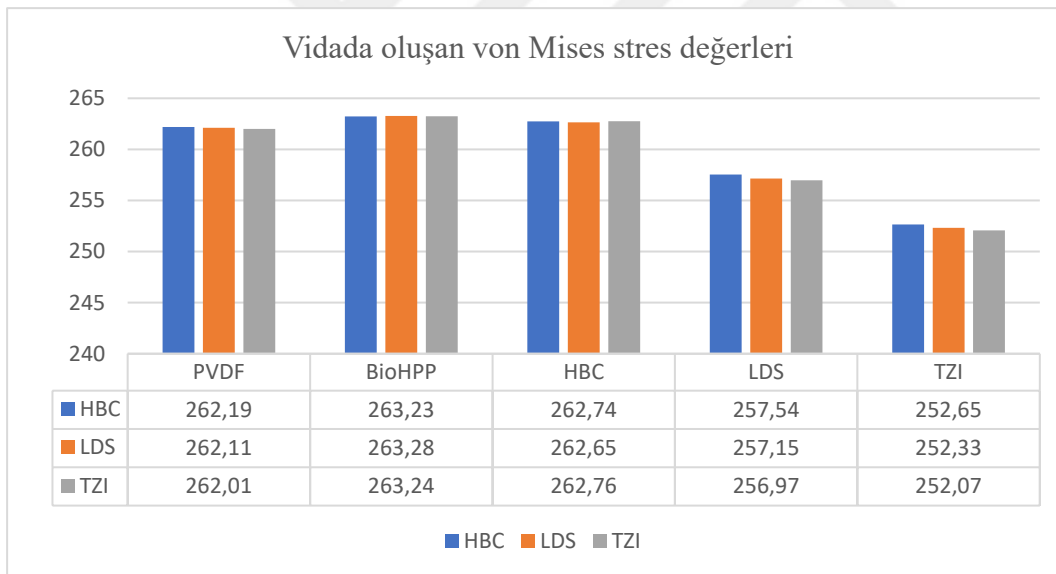


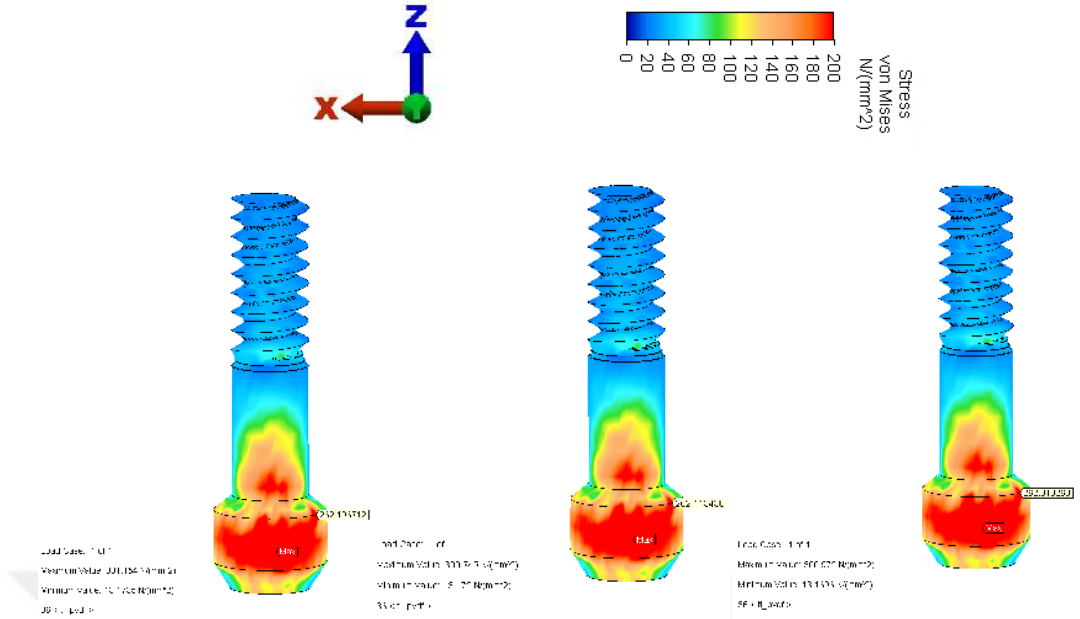
Şekil 37. Sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarının TZI abutment üzerindeki minimum principal stres görüntüleri.

5.7. Vidalarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

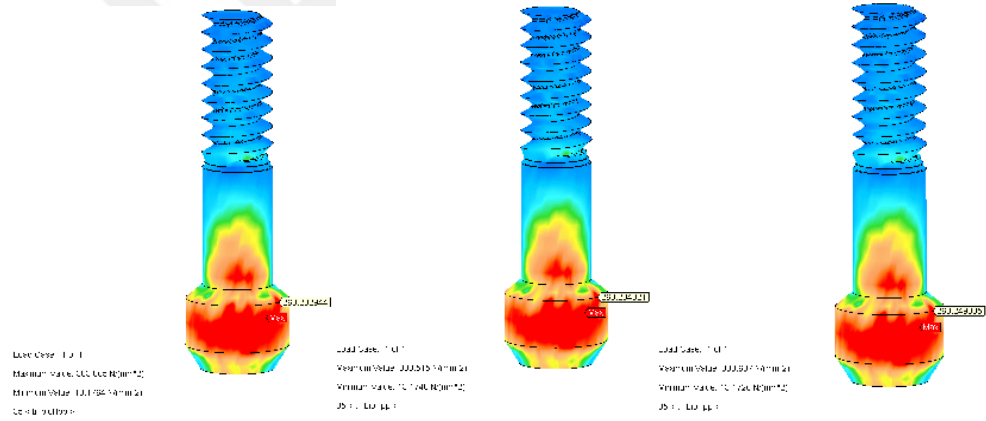
Kronların üzerinden uygulanan oblik kuvvet uygulaması sonucunda vidalarda izlenen en yüksek stres bulguları (Tablo 14) incelendiğinde vidalarda izlenen en yüksek stres değerlerinin kron ve hibrit abutment materyalinden bağımsız şekilde vidanın baş bölgesinde olduğu gözlenmiştir (Şekil 38-42). En yüksek von Mises stres değeri BioHPP® abutmentin lityum disilikat kronla birleştirildiği modelde 263,28 MPa olarak, en düşük von Mises stres değeri ise monolitik zirkonyadan yapılan hibrit abutmentin yine monolitik zirkonyadan yapılan kronla birleştirildiği modelde 252,07 MPa olarak görülmüştür. Kron materyalinin değiştirilmesinin vidada oluşan stres değerlerini çok fazla etkilemediği fakat abutment materyalinin değiştirilmesinin gruplar arasında az bir fark olmakla birlikte değişiklik yarattığı görülmüştür.

Tablo 14. Vidaya ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

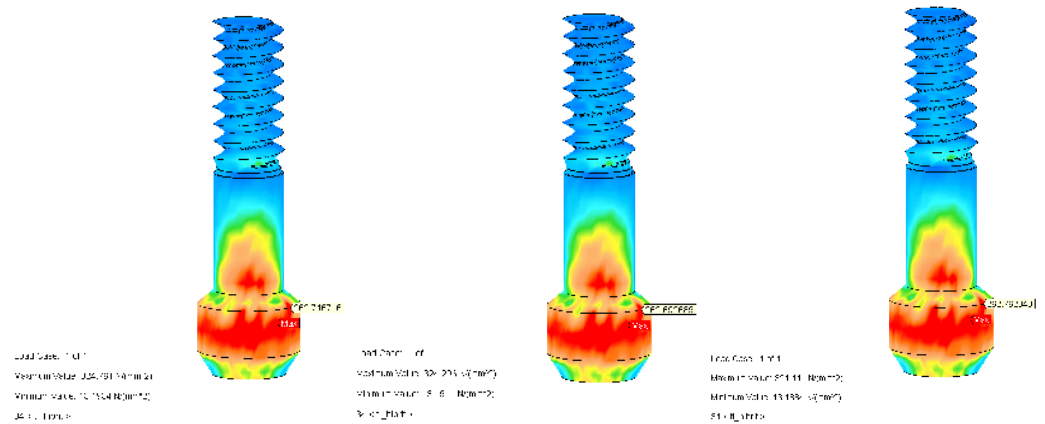




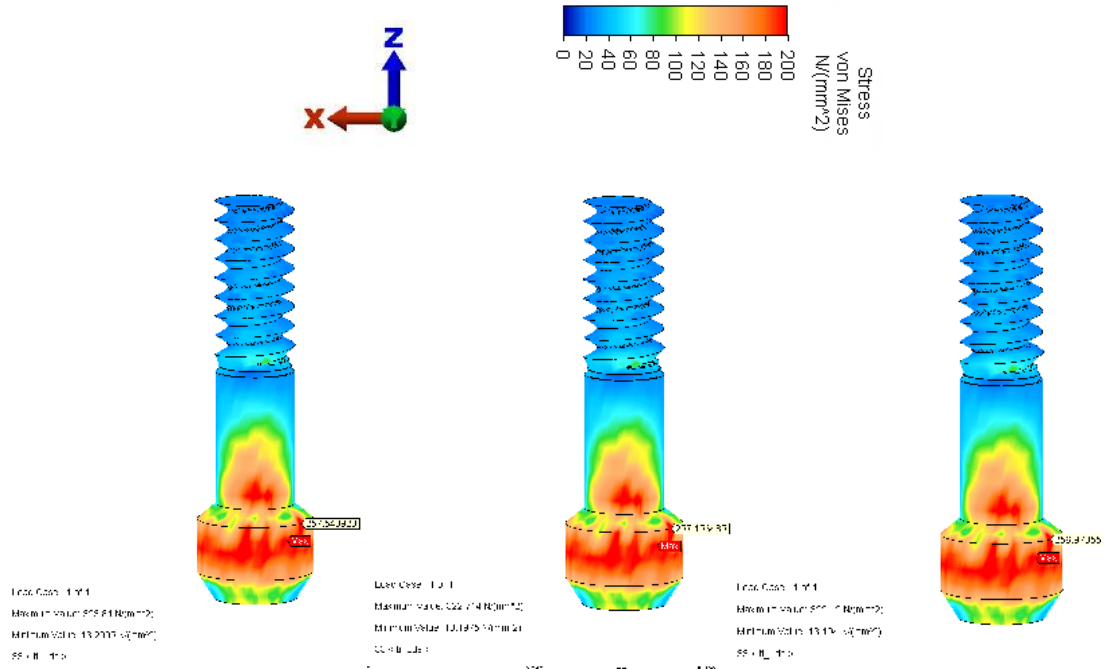
Şekil 38. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.



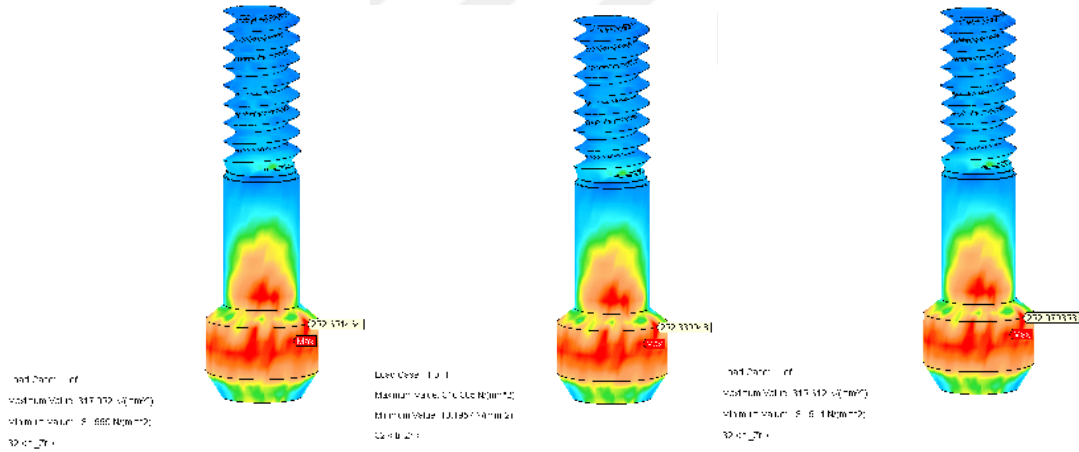
Şekil 39. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 40. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kronlarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 41. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

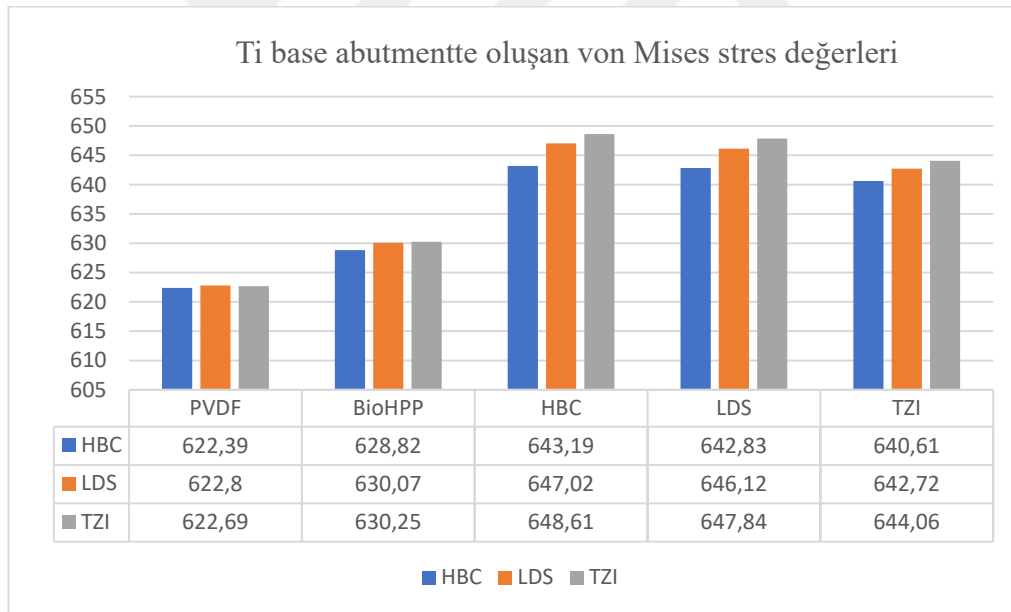


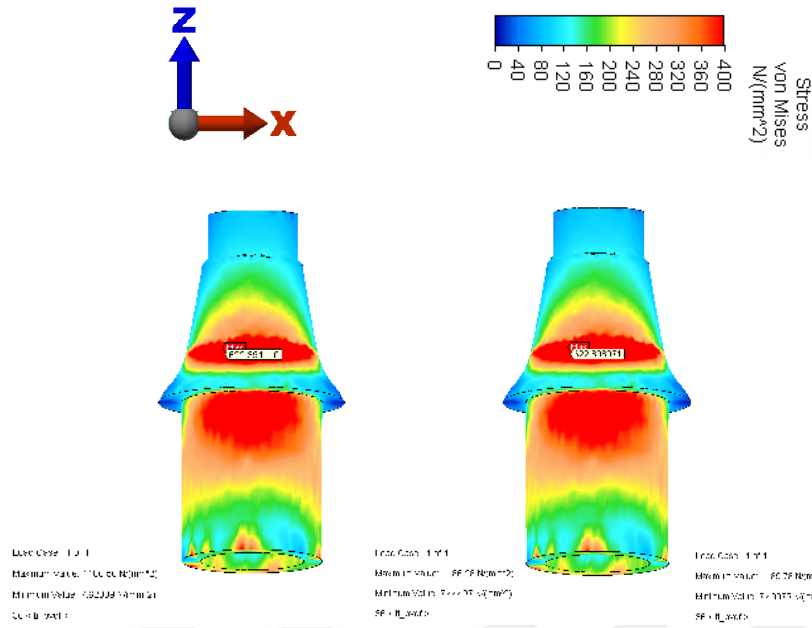
Şekil 42. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kronlarına ait vidadaki von Mises stres görüntüleri.

5.8. Ti Base Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

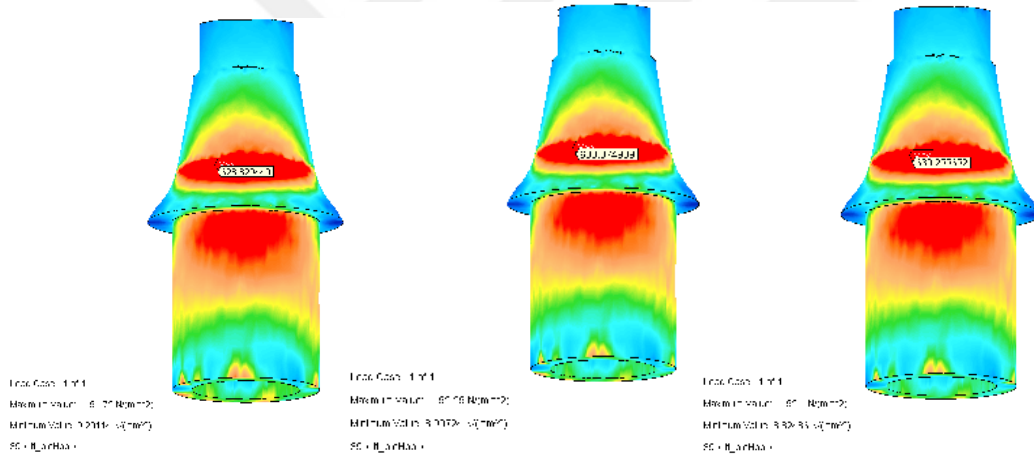
Kronların üzerinden uygulanan oblik kuvvet uygulaması sonucunda ti base abutment üzerinde oluşan von Mises streslerinin bütün gruplarda kron ve hibrit abutment materyalinden bağımsız olarak ti base yapısının boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve diğer gruplardan farklı olarak PVDF ve BioHPP® gruplarındaki stresin, ti base yapılarının koronale doğru olacak şekilde baca yüksekliğinde yayılma patterni oluşturduğu da görülmektedir (Şekil 43-47). Ti base yapısında görülen en yüksek stres değerleri incelendiğinde (Tablo 15) en yüksek von Mises stres değerinin hibrit seramik abutmentin monolitik zirkonya kron ile birlikte kullanıldığı modelde 648,61 MPa olarak oluştuğu, en düşük stres değerinin ise PVDF abutmentin hibrit seramik kronla kullanıldığı modelde 622,39 MPa olarak oluştuğu görülmüştür.

Tablo 15. Ti base abutmente ait von Mises stres değerlerinin karşılaştırmalı tablosu.

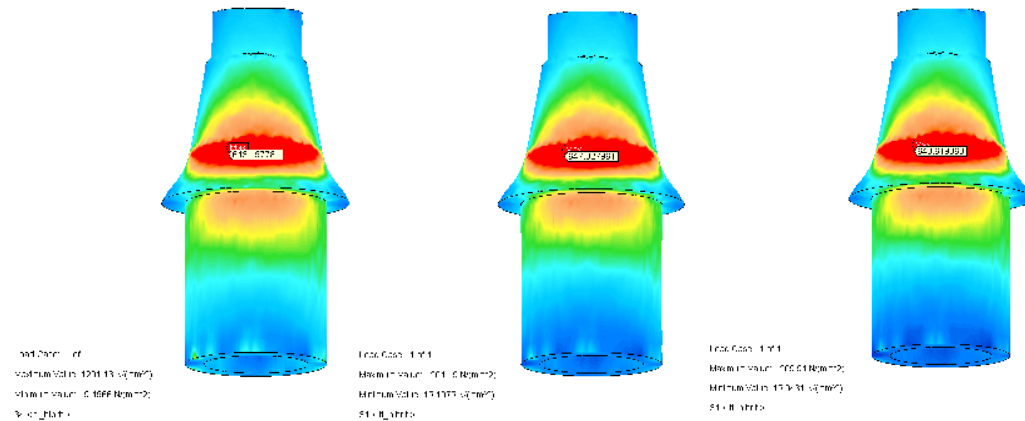




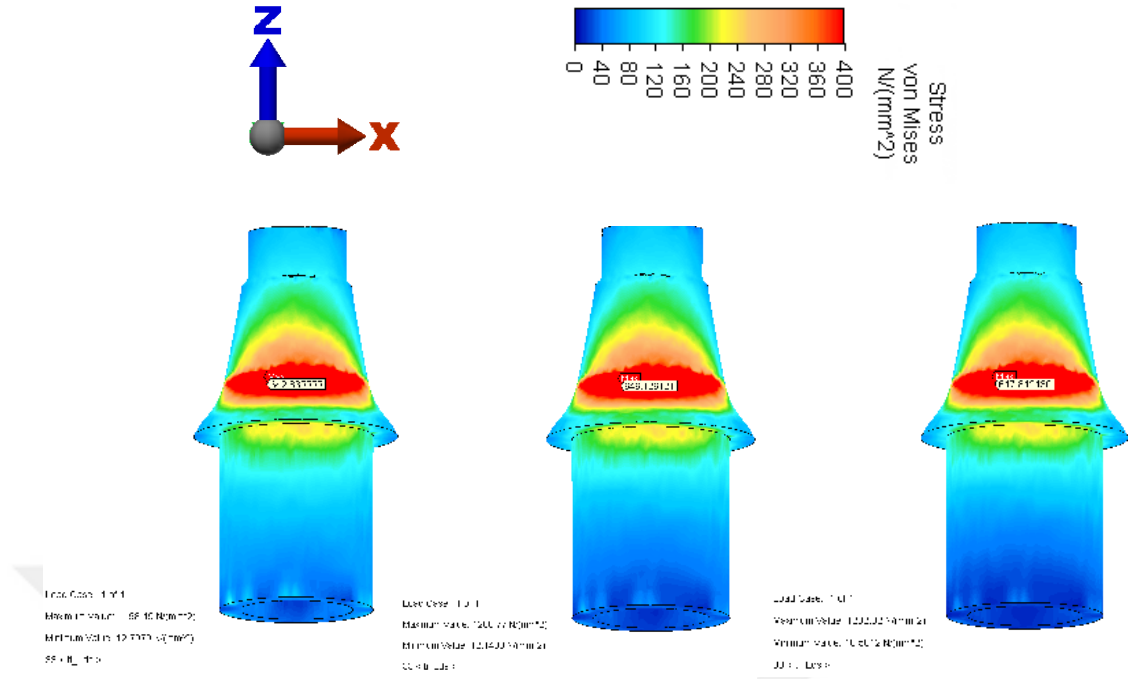
Şekil 43. PVDF abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.



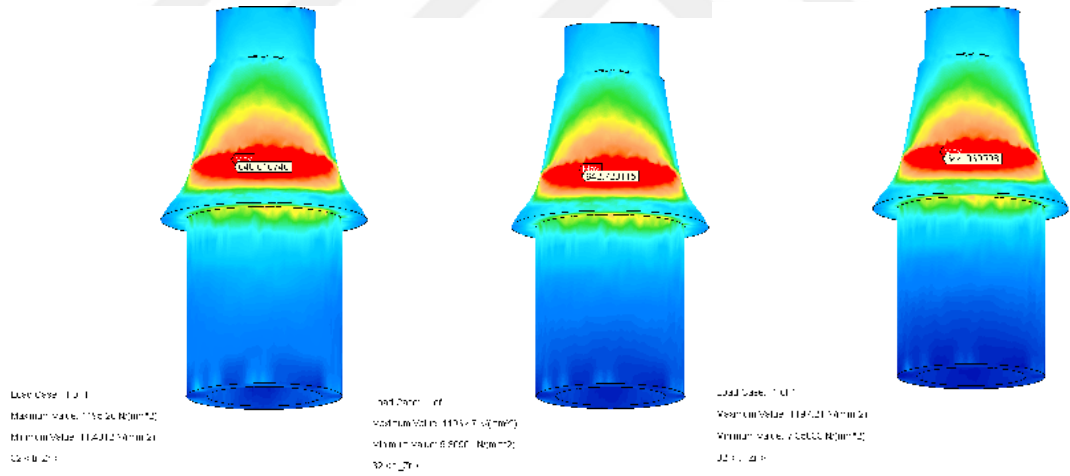
Şekil 44. BioHPP® abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 45. HBC abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kron gruplarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 46. LDS abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kronlarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.



Şekil 47. TZI abutmentin sırasıyla HBC, LDS, TZI kronlarına ait ti base abutmentlerdeki von Mises stres görüntüleri.

6. TARTIŞMA

Diş eksiklerinin dental implantlar ile rehabilitasyonu klinik diş hekimliği için rutin bir tedavi seçeneğidir (242). Tek diş eksikliğinde implant kullanımı ilk olarak 1986'da Jemt tarafından rapor edilmiştir (243). Ayrıca literatürde dental implantların en az 10 yıllık başarı oranları yaklaşık %94,6 olarak verilmiştir (244). Bununla birlikte implant tedavilerindeki başarı oranları implantın yerleştirildiği bölgeye göre de değişkenlik gösterebilir. 5 yıl takipli yapılan bir çalışmada maksiller anterior bölgeye uygulanan implantların %96,6 oranında başarılı bulunduğu ve bu bölgede %9 oranında estetik komplikasyon görüldüğü belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada alt çenedeki başarı oranları ise %100 olarak bildirilmiştir (245).

İmplantlar doğal dişlerdeki periodontal ligamentin tamponlayıcı özelliğine sahip olmadıkları için çevre kemikle rijit bir bağlantı yaparlar. Üretici firmalar da implant tasarımlarını bu bağlantıya uygun olarak şekillendirirler. Bu tip rijit bir bağlantı implantın veya protezin maruz kaldığı herhangi bir hareketin, doğrudan implanta veya implantı çevreleyen kemiğe aktarılmasına neden olur (50-52). İmplantlardan destek dokulara doğru iletilen yük transferi ve stres dağılımı; yüklemenin büyüklüğü, yönü, implantı çevreleyen kemiğin kalitesi ve miktarı, kemik-implant arayüzeyi, implant yüzeyinin şekli, uygulanan protezin tipi ve materyalin özellikleri ile implantların uzunluk ve çapı gibi birçok biyomekanik faktörle ilişkilendirilmiştir (40). Bu nedenle, biyomekanik davranışın doğru anlaşılabilmesi için krondan implanta ve kemiğe olan stres dağılımlarının sonuçları değerlendirilmelidir.

Biyomalzemelerin, diş anatomisinin ve mikro yapısal detayların karmaşıklığı nedeniyle bu yapıların biyomekanik davranışlarının in vivo olarak belirlenmesi bu testlerin maliyetleri, içerdiği riskler ve etik problemlerden dolayı oldukça zorlayıcı olmaktadır (246). SESA yöntemi ise; karmaşık geometriye sahip olan yapılarda yük uygulaması sonucu oluşabilecek sıkışma stresi, yer değiştirme ile iç ve dış gerilme streslerinin değerlendirilebilmesine olanak tanıyan bilgisayar destekli sayısal bir çözüm yöntemi olarak kullanılmaktadır (41,247,248). Literatürde, implantların stres karşısındaki davranışlarının bu yöntemle incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır (247,249,250).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kısaca ‘parçadan bütüne gitme’ ilkesine dayanarak karmaşık olan problemleri daha basit olacak şekilde alt problemlere böldükten sonra her bir problemin kendi içerisinde çözümlendiği bir yöntemdir. Bu yöntem teknolojiye paralel olarak genel tıp alanlarının yanı sıra makine, elektrik, inşaat ve hidrodinamik gibi birçok mühendislik alanlarında da kullanılmaktadır (251). SESA yöntemi probleme yönelik olarak dikkatli bir şekilde seçildiği takdirde araştırmacı için yüksek verimliliğe sahip güvenilir verilerin elde edilmesini sağlayabilir (252). Yöntemin numune standardizasyonu, simüle etme yeteneği gibi (253) avantajları da göz önüne alındığında bu tez çalışmasında SESA yönteminin tercih edilmesinin uygun olduğu görülmüştür.

Çene kemiklerinin şekillerine ve boyutlarına yakın modellerin oluşturulabilmesi için son dönem yapılan SESA çalışmalarında bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntüler sıklıkla kullanılmaktadır (250,254). SESA çalışmalarında simüle edilecek modellerin tasarımları iki boyutlu veya üç boyutlu yapılabilir. İki boyutlu olan modeller daha basit ve daha az zaman alıcı olsa da bu analizlerde dental yapıların karmaşıklığı ve kullanılan materyallerin çeşitliliği tam olarak taklit edilememektedir (236). Üç boyutlu hazırlanan modellemeler ise dokuların ve yapıların gerçeğe daha yakın olarak tasarlanmasına olanak tanımaktadır (41). Ayrıca üç boyutlu analiz çalışmalarının kemik üzerindeki stres dağılımını daha iyi göstermelerinden dolayı biyolojik veya biyolojik olarak uyumlu yapıların analizinde üç boyutlu modellemelerin kullanılması önerilmektedir (255,256). Bu bilgilerden yola çıkılarak tez çalışmamızda bilgisayar tomografisinden elde ettiğimiz modelde implant, farklı abutment ve farklı kron materyalleri ile çevre kemik dokusunda oluşan streslerin değerlendirilmesi için analizin 3 boyutlu olarak yapılması tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar ile yapılan stres analizi çalışmalarında, çalışılacak alanın modellenmesi yapılırken implantlardan 4,2 mm uzaklıktaki alanlarda yapılan analizin, çalışma sonuçlarını anlamlı olarak etkilemediği analizi yapılacak olan cismin bütün olarak modellenmesinin yerine sadece çalışılacak olan bölgenin modellenmesinin yeterli olduğu ve bunun zaman yönünden araştırmacılara avantaj sağlayarak analizin yapılmasını kolaylaştıracağı belirtilmiştir (257-259). Bu çalışmaların doğrultusunda tez çalışmamızda tüm maksillanın 3 boyutlu olarak katı modeli hazırlandıktan sonra hem analiz süresini kısaltmak hem de bilgisayarda daha az yer kaplaması amacıyla

yalnızca analizin yapılacağı implant ve üst yapıları içeren alanın modellenmesi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar çalışmalarında kuvvet dağılımı her eleman için ayrı olarak hesaplandığından modellemedeki eleman ve düğüm sayısının artması analiz sonucunda elde edilecek verilerin daha hassas ve doğru olmasını sağlarken, yapılan analizin süresini de uzatmaktadır. Bu nedenle çoğu çalışmada ya sınırlı sayıda eleman ve düğüm kullanılmakta ya da eleman ve düğümler özellikle kuvvetin uygulanacağı bölgelere dağıtıldığı için diğer bölgelerde oldukça az sayıda eleman ve düğüm noktası bırakılmaktadır (260,261). Kaleli ve ark. (239) 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada 52 451 düğüm ve 207 931 eleman kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise modelleme için kullanılan 521 881 eleman ve 122 222 düğüm sayısı, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan benzer çalışmalara göre oldukça yüksektir (239,254). Analiz sonuçlarının doğruluğunun artırılması için kullanılan düğüm ve eleman sayısının olabildiğince yüksek tutulmasıyla kullanılacak olan ağ yapısının yüksek kalitede oluşturulması amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar çalışmalarında hem modellemenin hassas bir şekilde bilgisayar ortamına aktarılması hem de analiz süresini kısaltmak amacıyla analiz sırasında gerçeğe uygun olacak şekilde bazı varsayımlar yapılmaktadır (258). Bizim çalışmamızda da diğer birçok çalışmada (41,226,227) olduğu gibi implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu ve modellerde bulunan yapıların hepsinin homojen, izotropik ve lineer elastik özellikte olduğu varsayılmıştır. Bundan dolayı çalışma sonuçlarının değerlendirilmesi sırasında yöntemin sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. Yapılan çalışmalarda SESA yönteminden elde edilecek sonuçların, çalışmalarda kullanılan modellerin geometrilerinin ve sınır koşullarının farklı olmasından dolayı nicel açıdan değerlendirilmesinin yapılamadığı da belirtilmiştir (259). Bu nedenle çalışmamızdan elde edilen sonuçların birbirleriyle karşılıklı olarak yorumlanması yapılmış olup istatistiksel olarak analizi yapılamamıştır. Ayrıca hem modellemenin oluşturulması hem de verilerin değerlendirilebilmesi açısından çalışmamıza benzer çalışmaların sayısının az olması da nitel karşılaştırmayı zorlaştırmıştır.

Elastik modül olarak da bilinen young modülü bir malzemenin davranışını belirleyen önemli faktörlerden biridir (184). Sonlu elemanlar çalışmalarında protetik materyallerin, implantların, mukozanın, dental yapıların, kortikal ve kansellöz elastisite modülleri ile poisson oranları için standart olarak kabul edilen bir tablo bulunmamaktadır (262). Bu nedenle kemik ve implant için literatürde en çok kullanılan değerler kullanılırken LDS, TZI, Vita Enamic, BioHPP® ve PVDF materyalleri için üretici firma değerleri kullanılmıştır.

Daha önce yapılan SESA çalışmaları kuvvetin uygulandığı nokta açısından incelendiğinde; farklılıkların bulunduğu ve araştırmacıların bazılarının implant üzerinden (263), bazılarının ise abutment (264) ya da kron restorasyonları üzerinden (265) yapılan yüklemeyi seçtikleri görülmüştür. Çiğneme kuvvetlerinin iletim şekli düşünüldüğünde; kuvvet uygulanan yapılar arasında farklılıklar olsa da kron restorasyonları üzerinden yapılan analizlerin klinik olarak gerçeğe daha yakın ve doğru sonuçlar vereceği belirtildiği (266) için bu tez çalışmasındaki analizlerde kuvvetin kron üzerinden uygulanması tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı büyüklükteki oblik kuvvetlerin 15°, 30°, 45°, 60° ve 75° açılarla uygulandığı birçok çalışma mevcuttur (267-269). Çalışmalarda oblik yüklerin aksiyal ve vertikal yüklemeye göre daha yüksek stres değerleri oluşturduğu belirtilmiştir (270). Güngör ve ark. (271) yetişkin insanlarda anteriordaki maksimum kesme kuvvetinin birçok çalışmada 100-300 N arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Ayrıca implant üstü tek kron restorasyonlarına gelen kuvvetler; bruksizm hastalarında, parafonksiyonel kuvvetlerin varlığında, insizal kenarda diş sıkma (tetatet) ve protruziv diş sıkma gibi durumlarda rutinin dışına çıkabilmektedir (249,272,273).

Maksiller anterior bölgede yapılan çalışmalarda yükleme koşulları ile ilgili belirli bir kuvvet değerinin olmadığı, farklı büyüklüklerde ve doğrultularda kuvvet uygulandığı görülmüştür. Sadrimanesh ve ark. (274) tarafından kronun insizal kenarının 3 mm altından 146 N kuvvet, Saab ve ark. (275) tarafından singulum bölgesinden 178 N ve 130° oblik kuvvet, Hasan ve ark. (276) tarafından singulum bölgesinden toplam 150 N olacak şekilde bir çiğneme kuvveti, Clelland ve ark. (277) tarafından abutmentin uzun aksına paralel olacak şekilde 178 N çiğneme kuvveti ve

Arun Kumar ve ark. (278) tarafından ise abutmentin uzun aksına doğru 178 N kuvvet uygulaması tercih edilmiştir. Literatürde de görüldüğü gibi implantın maruz kaldığı yüklerin belirlenebilmesi için hangi doğrultudan ne kadar kuvvet uygulanacağı ilgili tanımlanabilecek karakteristik bir yük aralığı olmadığı ya da ortalama bir temsili değer oluşturamayacak kadar büyük bir değişkenlik olduğu belirtilmiştir (46,279). Bu bilgiler ve benzer çalışmalardan yola çıkılarak vertikal yüklemenin yapıldığı modelleme bu tez çalışmasına dahil edilmemiş ve klinik koşulları daha iyi bir şekilde taklit edeceğini düşünerek insizal rehberliğin gezinim hareketini simüle eden 45°'lik bir açı ile 178 N kuvvet uygulanması tercih edilmiştir (280).

Modellerin oluşturulması sırasında, maksiller anterior bölgede konumlandırılan implant, hibrit abutment ve protetik restorasyonun ağız içerisindeki konumunu taklit edecek şekilde oluşturulmasına özen gösterilmiş ve restorasyonun ağız içindeki konumunun sabit kaldığı varsayılmıştır. Dolayısıyla çalışma gruplarımızda hibrit abutment ve restoratif kron materyalleri değiştirilirken implantın, abutmentin ve kronun pozisyonları değiştirilmemiştir.

Sonlu elemanlar yöntemiyle yapılan stres analizi çalışmalarında von Mises gerilmesi, maksimum ve minimum asal gerilme olmak üzere 3 tip gerilme değerlendirilmektedir (259,281,282). Von Mises stresleri ortalama değerler olup; hem yük transferini ve dağılma mekanizmasını karakterize etmek için stresin evrensel bir göstergesi olarak, hem de akma dayanımını tanımlamak için kullanılmaktadır (283). Bu stresin akma dayanımını aştığı durumlarda materyalin elastik özelliklerini kaybederek plastik deformasyona uğrayacağı varsayılmaktadır (234,238).

Çalışmamızda implantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerlerine bakıldığında analiz gruplarımızda implantlardaki von Mises stres değerleri benzer bulunmuştur. En yüksek von Mises streslerinin implant-abutment bağlantısında ve implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu yönüyle çalışmamızın sonuçları birçok çalışma tarafından desteklenmektedir (34,239,254). Çalışmamızın sonuçlarına göre implantlardaki en yüksek von Mises stres değeri BioHPP® abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı modelde 485,33 MPa olarak, en düşük von Mises stres değeri ise zirkonya abutmentin hibrit seramik kron ile birlikte kullanıldığı modelde 478,79 MPa olarak bulunmuştur. Bu sonuçtan yola çıkarak

PEEK abutment kullanımının zirkonya abutment kullanımına göre implantlarda daha yüksek von Mises stres değerlerine neden olduğunu ifade edebiliriz. Üst yapı materyali olarak lityum disilikatın ve hibrit abutment olarak monolitik zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik ve PEEK materyalinin kullanıldığı benzer bir çalışmanın (254) sonuçları bu yönüyle bizim çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Von Mises stres değerlerinin materyalin akma değerine eşit ya da daha düşük olduğu durumlarda, protez bileşenlerinde ve protetik yapılarda herhangi bir mekanik başarısızlık oluşması beklenmemektedir (284,285). Çalışma gruplarımızda implantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin titanyum implantların akma dayanım noktası olan 550 MPa (284,285) değerini geçmediği görülmüş olup bu nedenle gruplarımızdaki implant sistemlerinde herhangi bir başarısızlık olması beklenmemektedir.

Dental implantlarda meydana gelen kuvvetin büyük bir kısmı doğrudan kemiğe aktarıldığı için bu durum stresin özellikle implantın boynunu saran kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmasına neden olmaktadır (286,287). Clelland ve ark. (277) tarafından ideal koşullarda meydana gelen okluzal yüklerin, metalin yorgunluğuna neden olmayacağı belirtilmiştir. Bundan dolayı implantın dayanımı değerlendirilirken implantın kendisinden çok kemikte oluşan gerilimi ve gerinimi incelemek gerekmektedir (286,287). Kemikte oluşan gerilim ve gerinim durumları incelenirken kortikal ve spongios kemik kırılma yapıları oldukları için maksimum principal ve minimum principal gibi asal gerilmelerin kullanılması daha anlamlı olmaktadır (239,260). Maksimum principal değerleri pozitif değerler olup çekme tipi gerilmelerin, minimum principal değerleri ise negatif değerlerde olup basma tipi gerilmelerin değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Kemiğin çekme kuvvetlerine dayanımı (121-135 MPa) basma kuvvetlerine karşı olan dayanımına (167-205 MPa) göre %30 daha düşük olduğu için çekme tipi kuvvetler kemik için daha yıkıcı olabilmektedir (288,289).

İmplant biyomekaniğini konu edinen sonlu elemanlar çalışmalarında oblik kuvvetlerin en yüksek stres değerlerini implantın boyun bölgesine komşu kortikal kemik üzerinde oluşturduğu gözlenmiştir (34,239,254). Tek diş implantlarının etrafında meydana gelen stres dağılımının araştırıldığı başka bir çalışmada ise,

implantlar üzerinde oluşan yüksek streslerin implantın fasiyal yüzeyi boyunca kortikal kemikte yoğunlaştığı belirtilmiştir (290). Yine anterior maksillaya yerleştirilen farklı açılardaki abutmentlerin kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin araştırıldığı başka bir çalışmada maksimum principal streslerin, palatinal tarafta ve implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (275). Bankoğlu ve ark. (53) tarafından yapılan benzer bir çalışmada maksiller anterior bölgeye uygulanan zirkonya implantların oluşturduğu stres dağılımları SESA yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Analiz sonucunda oblik kuvvetler altında implant ve abutmentlerdeki von Mises ve maksimum principal stres değerlerinin yükün uygulandığı taraftaki bölgede yoğunlaştığını, minimum principal stres değerlerinin ise bukkal tarafta implant gövdesinde ve implant-abutment birleşiminde yoğunlaştığını belirtmişlerdir. Bizim çalışma gruplarımızda da palatinal bölgeden uygulanan oblik kuvvet sonrasında bütün çalışma modellerinde maksimum principal streslerinin yüklemenin yapıldığı taraftaki kortikal kemiğin palatinal bölgesinde, minimum principal streslerinin ise implantların labial tarafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmiştir. Ayrıca kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerlerimiz, maksimum principal stres değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.

Spongioz kemikteki stres dağılımının kortikal kemik ile aynı yayılımı gösterdiği ancak spongioz kemiğin yoğunluğunun ve sertliğinin kortikal kemiğe göre daha düşük olmasından dolayı oluşan stres değerlerinin daha düşük olduğu belirtilmiştir (291). Genel olarak literatürdeki sonuçlarla (239,286) uyumlu olarak bizim çalışmamızda da kortikal ve spongioz kemikteki stres patterni benzer olup, kemikteki en yüksek maksimum ve minimum principal stresler kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Ayrıca çalışmamızda uygulanan kuvvet sonucunda oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerinin kortikal ve spongioz kemik için fizyolojik tolerans sınırlarının altında kaldığı ve bu stres değerleri altında kortikal kemiğin bütünlüğünü koruyabileceği belirlenmiştir. Buna ek olarak; gerçekte maksilla ve mandibula kemiklerinin dinamik canlı dokular olmasından dolayı mekanik stresler altında farklı cevaplar verebileceği de unutulmamalıdır (292).

Materyal bileşimi ile ilgili olarak titanyum alaşımı; esas olarak biyouyumluluğu ve osseointegrasyon oluşturma yeteneği nedeniyle diş implantlarında kullanım için hala altın standarttır (293). Klinik bakış açısıyla göz önünde bulundurulması gereken

diğer bir faktör ise titanyum abutmentlerin peri-implant dişeti dokusunda renk değişikliği oluşturma potansiyeline sahip olmasıdır (294). Özellikle yüksek gülme hattına ve ince dişeti fenotipine sahip hastalarda bu durum daha da karmaşık hale gelerek gri renkli bir yansımaya neden olabilmektedir (295). Seramik abutmentler ise titanyum abutmentlerin aksine estetiğin yanı sıra kron marjininin servikal bölgedeki konturunun skallop tarzında hazırlanabilmesine olanak tanıdığı için anterior bölgede daha iyi bir sonuç sağlayacaktır. Ayrıca basamakların supragingival olarak tasarlanabilmesi; kron adaptasyonunun kontrol edilebilirliğini, kronun simantasyonunu ve artık simanın temizlenmesini de kolaylaştıracaktır (13).

Metal abutmentlerde abutmentin kendisinden çok tutucu vidada kırılma görülürken, metal abutmentlerden farklı olarak seramik abutmentlerde ise; abutmentin kendisinde kırılma gözlenmektedir (296). Ayrıca zirkonya ve titanyumun fiziksel özelliklerinde sertlik ve elastisite modülü açısından farklılıkların olması implantın iç yapısında aşınmaya ve hasara neden olmaktadır (297,298). Literatürde zirkonyanın, titanyum üzerindeki aşındırıcı etkisinin önlemek amacıyla, restorasyonun ya da zirkonya alt yapının titanyumdan yapılmış metal bir ara parçaya simante edilmesi önerilmiştir (299,300). Titanyum taban ve zirkonya dayanak arasındaki arayüz çoğunlukla dayanağın dönmesini engelleyecek ve bu iki bileşenin doğru şekilde bağlanmasına yardımcı olacak bir tasarıma sahiptir (301). Bu tasarım; hem implant-abutment birleşimindeki metal-metal olan bağlantının sahip olduğu mekanik avantajı hem de seramik restorasyonun estetik avantajını bir araya getirerek implant abutment arayüzünde olumsuz etki oluşturmada hem titanyumun hem de seramiğin avantajlarına sahip olarak daha iyi estetik ve mekanik özellik sağlamaktadır (76). Yakın zamanda yapılan sistematik bir incelemede; zirkonyaya yapıştırılan titanyum parçaların kırılma direncini arttırdığı, implant bağlantı bölgesindeki aşınmayı önlediği ve tek parça zirkonya abutmentlere göre marjinal uyumun daha iyi olduğu gösterilmiştir (117). Hibrit abutment olarak bilinen bu tasarım ti base abutmente simante edilen kişiselleştirilmiş bir abutmentten oluşmaktadır. Hibrit abutment kron tasarımı ise seramik kron restorasyonunun ti base abutment parçasına ağız dışında simante edildikten sonra, tek parça olacak şekilde implanta vidalanan restorasyon tasarımıdır (76). Restorasyonun tasarımındaki farklılığın (hibrit abutment-kron ile ayrı bir kron ve hibrit abutment) değerlendirildiği bir çalışmada ayrı kronlara sahip hibrit

abutment zirkonya restorasyonların, zirkonya hibrit abutment-krona göre daha yüksek bir kırılma mukavemetine sahip olduğu fakat bu farkın önemli olmadığı bildirilmiştir. Bu bulgu ayrı bir krona sahip olan hibrit abutment tasarımının çeşitli arayüzlerin varlığı nedeniyle stresleri daha iyi dağıtabilmesi ile açıklanmıştır. Bununla birlikte lityum disilikat restorasyonlarda ise hibrit abutment-kron grubu, ayrı bir kronu olan hibrit abutment grubuna göre daha yüksek kırılma mukavemeti göstermiştir. Bu farkın lityum disilikatın monolitik ve tek parça olarak üretildiği durum ile minimum kalınlıktaki ayrı bir kron olarak üretildiği durumla karşılaştırılması yapıldığında materyalin daha yüksek mukavemete sahip olmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir (302).

Zirkonya ve lityum disilikat içerikli hibrit abutmentlerin anterior bölgedeki fizyolojik yüklerden (150–235 N) daha ağır yükleri tolere edebileceği bu nedenle de bu abutmentlerin anteriorda yer alan tek üye implant restorasyonları için estetik alternatifler olarak tercih edilebileceği belirtilmiştir (303). Yine başka bir çalışmada zirkonya hibrit abutmentlerin kırılma direncinin lityum disilikat hibrit abutmentlere göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Ayrıca aynı çalışmada hem abutment-kron hem de ayrı kronlu abutment tasarımının sahip olduğu kırılma direncinin premolar bölge için bildirilen maksimum çiğneme kuvvetinden (222-445 N) daha yüksek olduğu da belirtilmiştir (302).

Elsayed ve ark. (76) tarafından yapılan zirkonya ve lityum disilikattan yapılmış hibrit abutmentlerin (her iki hibrit abutment-kron ve ayrı bir kronlu abutment formu) kırma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; her iki materyalin de kırılma ve yorulma yükü döngüsünü tolere edebildiği gösterilmiştir. Ayrıca titanyum tabanlı hibrit abutmentlerin tek parça seramik abutmentlerden (> 900 N) önemli ölçüde daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu fakat çalışmada kullanılan hibrit abutmentler arasında önemli bir farkın olmadığı sonucuna varmışlardır.

Mehl ve ark. (304) ise rezin siman ile titanyum tabana bağlanan zirkonya veya lityum disilikattan yapılmış hibrit abutmentlerin peri-implant dokular üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; abutment materyalinin ve adeziv rezinle birleştirilmiş iki parçalı abutment kullanımının, kemik kaybı ve yumuşak doku anatomisi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını, tek parça titanyum abutmentlerin

etrafında oluşan birleşme epitelinin yüksekliğinin daha uzun olması dışında iki parçalı zirkonyaya göre farklı bir etkisinin görülmediğini belirtmişlerdir. Bu çalışma titanyum taban ile birleştirilen zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutmentlerin biyouyumluluğunu da doğrulamaktadır.

Titanyum ve zirkonya içerikli malzemelerin elastik modülü kemikten oldukça yüksektir (305). Elastik modülleri arasındaki bu fark, malzemeler arasında mekanik özelliklerde uyumsuzluğa neden olarak; implant bağlantılarında ve implant-kemik arayüzünde stres konsantrasyonlarına neden olabilir (239,306,307). Rezin içerikli seramikler ise birçok seramik materyali ile karşılaştırıldığında daha düşük bir elastik modülüne sahiptir (185,308,309). 2016 yılında Lava Ultimate'in sahip olduğu mekanik özellikler açısından zirkonya ve lityum disilikat hibrit abutmentler ile kıyaslandığı bir çalışmada, zirkonya hibrit abutmentlerde kırılma direnci daha yüksek bulunurken, rezin nanoseramik ve lityum disilikat hibrit abutmentler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir (121). Yakın zamanda metalik özellikteki materyallerin başka bir alternatifi olarak elastik modülü süngerimsi kemik dokusuna yakın olan PEEK materyali tanıtılmıştır (294,310). Bu materyalin aynı zamanda Ti-6Al-4V alaşımına kıyasla daha yüksek kimyasal stabilite ile korozyon ve aşınmaya karşı daha fazla dirence sahip olmasından dolayı hem abutment hem de protez malzemesi olarak kullanılabileceği savunulmaktadır (71,311). Literatürde ise sadece birkaç çalışma bu materyaller için stres dağılım modelleri ile implantlar ve periferik kemik üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir (239,254). Yapılan çalışmalarda PEEK (71) ve hibrit seramiğin (185,312) çığneme kuvvetlerini absorbe etme özellikleri sayesinde periferik kemik üzerinde oluşacak stres değerlerini azaltabilecekleri öne sürülmüştür.

Seramikle güçlendirilmiş PEEK materyali ise daha iyi stres dağılım özelliklerine sahip daimi abutment malzemesi olarak BioHPP® ticari adıyla Bredent (Senden, Germany) tarafından kısa süre önce tanıtılmıştır. Sağlam ve ark. (313) tarafından yapılan bir çalışmada, gruplar arasında BioHPP® abutmentin de bulunduğu farklı hibrit dayanakların kırılma dayanımları incelenmiş ve anterior bölgede BioHPP® hibrit abutment grubunun, zirkonya hibrit abutmentlere alternatif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir. Yapılan başka bir çalışmada ise; aralarında BioHPP® ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik abutmentlerin bulunduğu farklı hibrit abutmentlerin

kırılma dayanımları karşılaştırılmış ve BioHPP® abutment grubunun kırılma değerleri, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik grubuna göre daha yüksek bulunmuştur (314). Yine polimer bazlı bir materyal olan PVDF ise diş hekimliğinde geçici abutment olarak kullanıma sunulan en güncel materyallerden biri olmakla birlikte stres analizi ve dağılımları ile ilgili herhangi bir literatüre sahip değildir.

Tez çalışmamızdaki abutment gruplarımızda oluşan stresler incelendiğinde stres değerlerinin büyükten küçüğe doğru sırasıyla; zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramik, BioHPP® ve PVDF şeklinde oluştuğu görülmüştür. Hibrit abutment materyali olarak zirkonya, hibrit seramik, lityum disilikat ve PEEK materyallerinin kullanıldığı bir SESA çalışması bizim sonuçlarımızı doğrulayacak şekilde zirkonya abutmentin en yüksek, PEEK abutmentin ise en düşük von Mises değerlerini gösterdiğini belirtmiştir (254). Yaptığımız analiz sonucunda monolitik zirkonyadan yapılan hibrit abutmentin yapı içerisinde daha fazla stres birikimi sağladığı ve zirkonya abutment kullanımının PEEK abutment kullanımına göre restoratif kronlarda daha uygun stres değerleri gösterdiği görülmüştür. Çalışmamıza yakın özellikler içeren Kaleli ve ark. (239) tarafından 2018 yılında yayınlanan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında; premolar bölgede yapılan tek implant üstü kronlarda, ti base abutment üzerine hibrit abutment materyali olarak kullanılabilen zirkonya ile zirkonyaya göre daha düşük elastik modülüne sahip olan doldurucusuz PEEK materyali, kron materyali olarak ise bizim çalışmamıza benzer şekilde hibrit seramik, monolitik zirkonya ve lityum disilikat seçilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarında bizim çalışmamızı doğrular nitelikte zirkonya abutment PEEK abutmente göre restoratif kronlarda daha uygun stres değerleri göstermiştir. Bu çalışmada bizim sonuçlarımızdan farklı olarak oblik yükleme altında PEEK abutmentlerdeki von Mises streslerinin marginal bitiş alanının daha iç kısmında oluştuğu, zirkonya abutmentlerde ise streslerin implant abutment bağlantısında konsantre olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçlarında ise zirkonya abutment grubunda stresin titanyum tabanla birleşen yüzeyde yoğunlaştığı izlenirken, PEEK abutment kullanılan gruplarda ise stresin transgingival yüksekliğin alt bölgesinde oluştuğu görülmüştür. Bunun nedeni olarak çalışmamızdaki abutment basamağı modellemesinde, tasarımın dişeti kurvaturünü taklit edecek şekilde dizayn edilmiş olmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışma gruplarımızda abutment materyallerindeki stres birikiminin abutmentlerin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. 2019 yılında Tribst ve ark. (315) tarafından yapılan morse-taper implantlarda; ti base abutment ile zirkonya, hibrit seramik ve lityum disilikat materyallerinin hem alt yapı hem de üst yapı materyali olarak kullanıldığı bir SESA çalışmasındaki stres dağılımını gösteren görüntüler incelendiğinde, abutment gruplarındaki stres, bizim çalışmamızdaki abutmentlere ait stres dağılımını gösteren kolorimetrik görüntüler ile benzerlik gösterecek şekilde hibrit abutmentlerin servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

Göz önünde bulundurulması gereken başka bir nokta da stresin abutmentin servikal bölgesinde yoğunlaşması sonucunda, abutmentin bu bölgesinde daha fazla başarısızlık meydana gelme olasılığıdır. Abutmentin bu bölgesindeki başarısızlık ise klinikteki uygulama prosedürlerinin tamamen yeniden tekrarlanmasına neden olabilir. Zirkonyanın materyal yapısı yüksek dirence sahip olsa bile bağlanma dayanımının, yüzeydeki daha büyük stres konsantrasyonu ve stresin ti base ile abutmentin birleşim bölgesinde yoğunlaşması nedeniyle yapışkan arayüzeydeki kusurlardan etkilenebileceği düşünülmektedir (315,316). Ayrıca PVDF, PEEK ve zirkonya abutmentlerin rezin siman kullanımıyla ti base ile bağlantısının incelendiği bir çalışmada PVDF abutmentlerin en yüksek bağlanma dayanım değerine sahip olduğu, en düşük bağlanma dayanımını ise PEEK abutmentlerin gösterdiği fakat PVDF abutmentin fabrikasyon üretiminin preslenerek yapılmış olmasının ortaya çıkan sonuçlarda farklılık yaratmış olabileceği belirtilmiştir (317).

Protetik tedavide kullanılan seramiğin yapısal olarak kırılabilirlik göstermesi, kullanılacak olan restorasyonların metal içerikli bir alt yapı ile desteklenmesini gerektirmektedir. Ancak kullanılacak olan metal alt yapının, ışık geçirgenliğini azaltması, metal-iyon renklenmelerine neden olması, zamanla korozyon oluşturmaları ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olmasından dolayı kullanımlarında bazı tereddütler oluşturmaktadır (318,319). Teknolojideki gelişmeler sonucunda, bireylerin estetik anlayışlarında oluşan değişim ile restorasyonların biyouyumluluk ve optik özellikleri konusundaki beklentilerin artması metal destekli olan porselen çalışmalarını da etkilemiştir. Bu etkileşim metal alt yapı materyali kullanımı yerine daha güncel arayışların doğmasına ve estetik özellikleri daha gelişmiş olan metal desteksiz porselenlerin daha fazla tercih edilmesine yol açmıştır (320,321). Ayrıca

literatür çalışmalarında implantlar üzerine uygulanan seramik kronların uzun vadede başarılı olduğu da kanıtlanmıştır (322,323).

Monolitik zirkonyanın seramik tabakalama olmadan estetik olarak hazırlanabilmesi, estetik görünümleri, kırılma dirençlerinin yüksek olması, uzun dönem klinik başarı oranları, karşıt dişte minimal aşındırma özellikleri ve konservatif yaklaşım gibi avantajları diş hekimliğindeki kullanımlarını yaygınlaştırmıştır (118).

Lityum disilikat köprülerin incelendiği in vivo bir çalışmada ise, 5 ve 10 yıllık takip çalışmaları sonuçlarına göre 5 yıllık sağ kalım oranları %100 olarak bulunurken, 10 yıllık sağ kalım oranları %87,9 olarak bulunmuştur. 10 yıllık sağ kalım oranlarındaki başarısızlıklar daha çok molar bölgesinde gözlenmiş olup, materyalin anterior ve premolar bölge rehabilitasyonlarında kullanılmasının oldukça güvenli olduğu belirtilmiştir (324). Bununla birlikte kron materyali olarak metal destekli porselen, 2 farklı kompozit materyali ve bir cam seramik materyalinin kullanıldığı başka bir çalışmada, kronlarda meydana gelen maksimum stresin yüklemenin yapıldığı alanın çevresinde yoğunlaştığı ve elastik modülü daha düşük olan materyalin kendi yapısında oluşan stres değerlerini azaltırken; implant ve çevre kemikte oluşan stres değerlerini ise arttırdığı belirtilmiştir. Araştırmacılar bu durumu elastik modülü düşük olan materyallerin, daha düşük bükülme dirençlerinin olması ve bu bükülme sayesinde uygulanan kuvvetin daha kolay şekilde iletilebilir olması şeklinde açıklamışlardır (322). Materyale ait elastiklik modülü değerinin stres konsantrasyonu üzerinde materyal kalınlığına göre daha etkili olduğu ve elastiklik modülü yüksek olan materyallerin stresleri kendi yapısında konsantre etme eğiliminde olduğu düşünülmektedir (325). Ayrıca daha sert olan materyallerin deformasyon karşısında yüksek değerlerde direnç gösterdiği ve daha yüksek stres değerlerini taşıyabilme özelliklerinden dolayı alt yapılarda oluşan stres değerlerini azaltabileceği de öne sürülmektedir (326,327). Bu bilgiye paralel olacak şekilde çalışma gruplarımızdaki yüksek elastik modülüne sahip monolitik zirkonya kronlar önceki çalışmaları (239,308,328) doğrulayacak şekilde lityum disilikat ve hibrit seramiğe göre stresi kendi içerisinde daha fazla yoğunlaştırmıştır.

Lityum disilikat ve rezin nanoseramik içerikli materyallerden yapılan CAD/CAM kronlarda stres dağılımının araştırıldığı bir çalışmada rezin nanoseramiklerin kron

materyali olarak daha düşük stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir (309). Yaptığımız analiz sonucunda; stresin kronların marginal bitiş çizgisinde olduğu ve restoratif kron materyali olarak hibrit seramik kullanımının lityum disilikat ve monolitik zirkonya kullanımına göre gruplarımızdaki beş farklı hibrit abutment materyali için de geçerli olacak şekilde kronun servikal bölgesinde daha düşük stres değerleri oluşturduğu görülmüştür. Bu açıdan çalışmamıza benzer şekilde yapılan ve ti base abutmentlerin dahil edildiği başka bir çalışmada da kronlarda oluşan von Mises stres değerleri bizim çalışmamızı doğrular nitelikte sonuçlar ortaya koymuştur (239). Bu noktada materyalin rezin içeriğinin, restoratif kronlarda uygun bir stres dağılımının oluşmasını sağladığı düşünülmektedir (186,309,329).

Literatürde kron materyali olarak zirkonya gibi daha yüksek stres değerlerini taşıyabilecek yüksek elastik modlne sahip bir kron materyali ile abutmentin çıkış profilinde oluşabilecek stres değerlerini azaltan daha düşük elastik modlne sahip bir abutment materyalinin kullanıldığı kombinasyon ‘biyo-ilham verici’ olarak tanımlanmıştır. Bu mezo yapının doğal diş yapısına olan benzerliğine rağmen implant üzerine yapılan restorasyonun periodontal ligamentin doğal sönümleyici etkisinin olmaması gibi sınırlamalara sahip olduğu da unutulmamalıdır (315,316). Bu modalite Tribst ve ark.’nın (315) implant kompleksinin sınırlamaları dahilinde, özellikle de arayüzde iyi adezyon varlığında, yüksek elastik modlne sahip seramik kronların düşük elastik modlne sahip bir abutment materyali ile birlikte kullanılmasının mine ve dentine benzer bir davranışı taklit edeceği varsayımıyla paralellik göstermektedir. Bu yeni restoratif modalitenin güvenilirliğini anlamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Ayrıca alışmamızda farklı abutment materyallerinin değerlendirildiği başka bir çalışmaya (330) benzer şekilde oblik kuvvetler altında hibrit seramik materyalinin restoratif kron olarak kullanıldığı gruplarda oluşan minimum principal stres değerinin materyalin biaksiyal bklme değerine yaklaştığı görülmüştür. Bu nedenle de hibrit seramik materyalinin restoratif kron olarak elastik modülü düşük olan abutmentler ile birlikte kullanıldığı durumlarda oblik kuvvetler altında yapısal bütünlüğünü korumada zorlanabileceği değerlendirilmiştir. Buna bağlı olarak oblik kuvvetlerin yıkıcı etkisi nedeniyle kron materyali olarak hibrit seramik materyalinin kullanıldığı restorasyonlar üretilmek istendiğinde oklüzyonunun mümkün olduğunca restorasyonun oblik

kuvvetleri almayacağı şekilde düzenlenmesinin faydalı olacağı değerlendirilmiştir. Bununla birlikte çalışmamızda değerlendirilen bütün çalışma gruplarında stres konsantrasyonu kronların iç yüzeyinde birikmiştir. Bu stres birikiminin siman tabakasında koheziv bozulmalara yol açabileceği düşünülmektedir (291).

Çalışma gruplarımızdaki abutment vidalarında oluşan stres dağılımı incelendiğinde gruplar arasında biyomekanik açıdan önemli bir farklılık görülmemiştir. Vidalarda oluşan stresin polimer tabanlı abutment gruplarında daha fazla konsantre olduğu ve vidaların baş bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Bu noktada analiz sırasında gruplarımıza tork uygulamasının yapılmadığı ve torkun uygulandığı durumlarda vidalarda oluşan stresin yoğunlaşabileceği alanların değişebileceği akılda tutulmalıdır.

Özellikle abutmentler ve abutment vidalarının Grade 5 titanyum olması bu parçaların dayanıklılığını oldukça arttırmıştır. Bu nedenle kron ve hibrit abutmentin kombine kullanımı titanyum tabanın direncinde azalmaya neden olabilecek stres konsantrasyonuna izin vermemelidir (316,331). Ayrıca kemik seviyesi implantlarda ti base abutmentlerin platform switching tasarımında ve platform desteğinden yoksun olmalarından dolayı yapı içerisinde daha fazla stres birikimi olduğu belirtilmiştir (332). Bu bilgiye paralel olarak sistemin bütününe bakıldığında bizim çalışmamızda da stresin en çok ti base yapısı üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca çalışmamızın sonuçlarına göre ti base yapısındaki stresin en çok boyun bölgesi üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu sonuç ti base abutmentlerin dahil edildiği benzer çalışmaların sonuçlarıyla desteklenmektedir (239,254). Analiz sonucu elde ettiğimiz kolorimetrik görüntülerde polimer tabanlı abutmentlerin yapılandırıldığı ti base yapılarında diğer ti base yapılarından farklı olarak stresin koronale doğru yönelen tarzda ve ti base yapısının baca yüksekliğinde de konsantre olduğu görülmüştür. Materyal değişimine bağlı olarak zirkonya, lityum disilikat ve BioHPP® abutmentin değerlendirildiği başka bir çalışmada, bizim çalışmamızda elde edilen görsellere benzer şekilde kuvvetin ti base yüzeyinde ve ti base boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve BioHPP® abutmentin kullanıldığı gruplarda zirkon ve lityum disilikat abutment gruplarından farklı olarak meydana gelen stresin, ti base yapısının baca bölgesine doğru koronal bir yayılım gösterdiği belirtilmiştir (333). Ayrıca bizim çalışmamızda ti base yapılarında oluşan von Mises stresleri benzer şekilde yapılan başka bir çalışmaya

(254) göre polimer tabanlı olan abutmentlerde daha düşük bulunmuştur. Bunun nedeni olarak bizim çalışmamızda uygulanan açı ve kuvvet değerleri ile analizde kullandığımız düğüm sayısı ve poisson oranlarındaki farklılık olabileceğini düşünmekteyiz.

Genel olarak literatürde farklı protetik materyal kullanımının, implant ve periferik kemik yapısı üzerindeki stres dağılımına olan etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda restoratif materyaller arasındaki farklılığın implant başarısı üzerinde majör katkısının olmadığı belirtilmiştir (307,334,335). Bassit ve ark. (336) tarafından yapılan in vivo çalışma da bu düşüncüyü destekler niteliktedir. Aynı şekilde Wang ve ark. (335) farklı restoratif materyallerden yapılan kronların farklı düzeylerde yer değiştirme gösterebileceklerini fakat implant kemik arayüzüne aktarılan total enerjinin benzer olduğunu belirtmişlerdir. Restoratif kron, abutment, siman tabakası ve implant vidası gibi birçok yapı çiğneme kuvvetlerinin çevre kemiğe iletilmesinde rol oynamaktadır (334). İmplant kemik arayüzündeki meydana gelen stres ilk olarak abutment implant arayüzünden geçerek iletilmektedir. Bu nedenle transfer edilen yükün bir kısmının, bu ara yapılar tarafından absorbe edildiği düşünülmektedir (335). Bu durum, farklı materyallerin implant ve periferik kemik dokusunda oluşturduğu benzer stres değerlerinin ve biyomekanik cevapların nedenini açıklamaktadır.

Tez çalışmamız genel olarak klinik koşulların olabildiğince taklit edilmeye çalışıldığı ve matematiksel geometrik modeller üzerinden karşılaştırmalı olarak yapılan yoruma dayalı sonuçların elde edildiği bir çalışmadır. Klinik durumu daha yakından simüle etmek için her türlü girişimde bulunulmuş ve çalışmamızda kemik-implant temasının tam osseointegrasyon gösterdiği, kemiğin izotropik, lineer elastik ve homojen olduğu varsayılmıştır fakat gerçekte kemiğin heterojen, anizotropik ve viskoelastik özellikte olması ile implant kemik temasının %100 olmaması gibi birkaç sınırlaması vardır. SESA yöntemi, kuvvet uygulaması sonucunda materyallerin geometrisine ve mekanik davranışına göre mekanik açıdan muhtemel zayıf bölgelerde stres altındaki alanların değerlendirilmesine ve incelenmesine izin verse de elde edilen değerler kesin sonuçlar olarak alınmamalıdır. SESA yönteminin sınırlamaları sonuçların değerlendirilmesi sırasında göz önünde bulundurulmalı ve elde edilen sonuçların klinik araştırmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. SONUÇLAR

1. Tüm çalışma modellerinde kortikal kemikte meydana gelen minimum principal stresleri, maksimum principal streslerinden daha yüksek bulunmuştur.
2. Tüm çalışma modellerinde spongios kemikte meydana gelen maksimum principal stresleri, minimum principal streslerinden daha yüksek bulunmuştur.
3. Hibrit seramik kron materyali 5 abutment materyali için de kronlardaki en düşük von Mises ve minimum principal stres değerlerini göstermiştir.
4. Elastik modülü düşük abutment materyalleri kendi yapısı içerisindeki stres dağılımını azaltırken, implant üzerindeki von Mises stres değerlerini arttırmıştır.
5. BioHPP® ve PVDF abutment materyalleri, kronlar üzerinde oluşan von Mises stres değerlerini monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik abutmentlere göre daha fazla arttırmıştır.
6. Her üç restoratif kron materyali için abutmentlerdeki en yüksek von Mises stres değerleri; monolitik zirkonyadan yapılmış hibrit abutmentler üzerinde, en düşük von Mises stres değerleri ise PVDF abutment üzerinde bulunmuştur.
7. Hibrit abutmentlerde oluşan stres değerleri abutment materyalinin değişiminden kron materyalinin değişimine göre daha çok etkilenmiştir.

8. KAYNAKÇA

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*. 1981;10(6):387-416.
2. Newman MG. The single-tooth implant as a standard of care. *The International journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):621-622.
3. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P. In search of truth: the role of systematic reviews and meta-analyses for assessing the effectiveness of rehabilitation with oral implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2001;3(2):62-78.
4. De Angelis F, Papi P, Mencio F, Rosella D, Di Carlo S, Pompa G. Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2017;21(3):433-437.
5. Lang NP. A quarter of a century as a trendsetter in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(1):1-2.
6. Okoro CA, Strine TW, Eke PI, Dhingra SS, Balluz LS. The association between depression and anxiety and use of oral health services and tooth loss. *Community dentistry and oral epidemiology*. 2012;40(2):134-144.
7. Roohafza H, Afghari P, Keshteli AH, Vali A, Shirani M, Adibi P, Afshar H. The relationship between tooth loss and psychological factors. *Community Dental Health*. 2015;32(1):16-19.
8. Pearce D, Bovagnet FC. The demographic situation in the European Union. *Population Trends*. 2005;119:7-15.
9. Spielberg M, Randelzhofer P, Moctezuma B, Gläser R, Kurtz C, Strub JR. *Image-Guided Oral Implantology*. 2001.
10. Mieda M, Atsuta I, Matsushita Y, Morita T, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Koyano K. The effective design of zirconia coping on titanium base in dental implant superstructure. *Dental Materials Journal*. 2018;37(2):237-243.

11. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research* 2012;23(Suppl 6):2-21.
12. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CHF, Mattiola A. Single-Tooth Implant Reconstructions: Esthetics Factors Influencing the Decision Between Titanium and Zirconia Abutments in Anterior Regions. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2007;2(3):296-310.
13. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(11):838-843.
14. Sandallı P, Grafelmann H, Özdemir T, İmplant Üstü Protezler. 1999;141-162.
15. Uysal H. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi. Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2002, Adana (Danışman Doç. Dr. Tolga AKOVA).
16. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 2005;33(2):81-92.
17. Felton DA. Edentulism and comorbid factors. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18(2):88-96.
18. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *International Journal of Dentistry*. 2013;1-7.
19. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(1):21-28.
20. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*. 2011;22(6):631-637.

21. Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(Suppl 19):73-74.
22. Jung RE, Sailer I, Hammerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2007;27(3):251-257.
23. 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. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(2):217-228.
24. 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. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2018;10(5):439-444.
25. Riedel R, Ionescu E, Chen IW. Modern trends in advanced ceramics. *Ceramics Science and Technology*. 2008;1:3-38.
26. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry*. 2002;30(7-8):271-282.
27. Chee W, Jivraj S. Failures in implant dentistry. *British Dental Journal*. 2007;202(3):123-129.
28. Çehreli M, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of Dentistry*. 2004;32(2):123-132.
29. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(3):268-275.
30. Goodacre CJ, Bernal G, Runghcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(2):121-132.

31. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *Journal of Applied Oral Science*. 2011;19(4):413-420.
32. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(3):345-355.
33. Çiftçi Y, Canay Ş. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(5):406-411.
34. Bankoğlu Güngör 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 İle Değerlendirilmesi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2014, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Handan YILMAZ).
35. Raaj G, Manimaran P, Kumar CD, Sadan DS, Abirami M. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment-a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Pharmacy Bioallied Sciences* 2019;11(Suppl 2):347-354.
36. Geramizadeh M, Katoozian H, Amid R, Kadkhodazadeh M. Three-dimensional optimization and sensitivity analysis of dental implant thread parameters using finite element analysis. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2018;44(2):59-65.
37. Pirjamalineisiani A, Sarafbidabad M, Jamshidi N, Esfahani FA. Finite element analysis of post dental implant fixation in drilled mandible sites. *Computers in Biology and Medicine*. 2017;81:159-166.
38. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2010;34(3):281-285.
39. Geng JP, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media. 2008.

40. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2006;9(4):257-270.
41. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):585-598.
42. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics* (2.baskı). Mosby Elsevier. 2015;Ch.12,19.
43. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 1990;5(4):347-359.
44. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 1995;10(3):303-311.
45. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dentistry*. 2007;16(4):387-396.
46. Misch CE. Treatment planning: Force factors related to patient conditions. *Contemporary Implant Dentistry*. 2008;105-129.
47. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *International Dental Journal* 2003;53(6 Suppl 2):409-443.
48. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.
49. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*. 1991;18(6):474-481.
50. Goiato MC, Shibayama R, Filho HG, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, de Araújo CA. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *Journal of Medical Engineering Technology*. 2016;40(2):35-42.

51. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2014;40(2):50-60.
52. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyon K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2010;25(3):506-515.
53. Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(3):346-355.
54. Karademir B. Ön bölge tek diş implant tedavisinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. K.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık tezi, 2020, Kocaeli (Danışman: Dr. Öğr. Üyesi. Ayşe Koçak BÜYÜKDERE).
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(1):11-25.
56. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Valavanis DK. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dentistry*. 2008;17(1):5-15.
57. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's restorative dental materials. Fourteenth edition, Elsevier Health science. 2018.
58. Rosenstiel SF, Land MF. (Eds.). Implant-supported fixed prostheses. In: Yılmaz B, McGlumphy E, editors. Contemporary fixed prosthodontics-e-book. Elsevier Health Sciences. 2015.
59. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. In: Shen JZ, Kosmac T (eds). *Advanced Creamics for Dentistry*, 1st ed. Wyman Street, Waltham, MA, Elsevier. 2014;51-75.
60. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt 1, 2. Baskı. 2. Cilt. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 2005;Cilt 1:157-159.

61. Sabeti MA, Rokn AR. Ch 3 Factors involved in single implants, Implant configuration. In: Torabinejad M, Goodacre C, Sabeti M (eds). History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and restorations, 1st ed, St. Louis, Missouri, Elsevier Inc. 2014;39-41.
62. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials, 12 ed, 12, editor, Elsevier Health Sciences. 2013.
63. Çağlar B. Farklı Simantasyon Tekniklerinin İmplant Üzeri Restorasyon Çevresi Artık Siman Varlığı ve Periimplanter Yumuşak Doku Sağlığı Üzerine Etkilerinin Araştırılması. Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Projeleri Koordinasyon Birimi Araştırma Projesi, Diş-004.2016.
64. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants- A review. Materials. 2014;7(12):8168-8188.
65. Newman MG, Takei HH, Carranza FA. Carranza's Clinical Periodontology. 9th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby. 2002;28-36.
66. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.
67. Spiekerman H. Department of Reviews and Abstracts -Color atlas of dental medicine: Implantology. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1998;114(4):469.
68. 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(2):292-296.
69. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. Stomatologija. 2017;19(1):19-23.
70. Najeeb S, Khurshid Z, Zohaib S, Zafar MS. Bioactivity and osseointegration of PEEK are inferior to those of titanium: a systematic review. Journal of Oral Implantology. 2016;42(6):512-516.

71. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(1):12-19.
72. Lee TJ, Ueno T, Nomura N, Wakabayashi N, Hanawa T. Titanium-Zirconium Binary Alloy as Dental Implant Material: Analysis of the Influence of Compositional Change on Mechanical Properties and In Vitro Biologic Response. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2016;31(3).
73. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1995;29(8):943-950.
74. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. 1st ed. St. Louis Missouri: Mosby. 2005;32-41.
75. Hasanreisoglu U, Oğuz Eİ. Evaluation of success criteria in implant dentistry. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2015;1(2):1-7.
76. 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. *Clinical Oral Implants Research*. 2018;29(1):20-27.
77. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants—rationale and clinical guidelines. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(11):74-81.
78. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3):141-145.
79. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. John Wiley & Sons. 2014;3,9,13,7-20.
80. Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dentistry*. 1996;5(4):257-261.

81. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. The Journal of Tennessee Dental Association. 2013;93(2):18-23.
82. Terzioğlu H, Öztürk B. İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi. Türkiye Klinikleri Journal. 2015;1(2):23-29.
83. Vanlıoğlu B, Özkan Y, Özkan YK. Estetik bölgede implant-üstü restorasyonlarda güçlendirilmiş seramik dayanaklar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2012;5:58-64.
84. Shah R, Aras M, Chitre V. Implant-abutment selection: a literature review. Int J Oral Implantol Clin Res. 2014;5(2):43-49.
85. Meriç G. İmplant destekli protetik restorasyonlarda implant-dayanak ara yüz dizaynının önemi. Süleyman Demirel Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2009;1(2):18-24.
86. Muley N, Prithviraj D, Gupta V. Evolution of external and internal implant to abutment connection. Int J Oral Implantol Clin Res. 2012;3(3):122-129.
87. Üçtaşlı S. Dental İmplant Tarihçe ve Tanım: Dental İmplantların Sınıflaması. Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics. 2017;3(2):81-6.
88. Malet J, Mora F, Bouchard P. Implant Dentistry at a Glance. John Wiley & Sons. 2018;21,33,5.
89. Sadaqah N, Al-Wahadni A, Abu Alhija E. Implant abutment types: a literature review--Part 1. J Implant Adv Clin Dent. 2010;2(3):93-99.
90. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors-- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clinical Oral Implants Research. 2002;13(5):542-549.
91. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2000;15(4).

92. Jean-Pierre A, Paolo N, Barausse C, Gasparro R, Bucci P, Roberto P, Gilberto S, Pietro F. One-Piece Implants with Smooth Concave Neck to Enhance Soft Tissue Development and Preserve Marginal Bone Levels: A Retrospective Study with 1- to 6-Year Follow-Up. *Bio-Med Research International*. 2018;7.
93. 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(7):1125-1132.
94. Şen N, Ölçer Y. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*. 2019;25(1):104-112.
95. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
96. Krennmair G, Seemann R, Weinlander M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5):1043-1050.
97. Misch CE. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. St Louis: Elsevier Health Sciences. 2007;32,92.
98. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dentistry*. 2010;19(1):8-15.
99. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;77(1):28-35.
100. Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. Occlusion of implant supported protheses. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2017;3(1):13-21.
101. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant protheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*. 2012;38(3):298-307.
102. Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(3):259-262.

103. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017;73(1):141-151.
104. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):89-96.
105. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant--abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Impl Res* 2018;29(Suppl. 18):160-183.
106. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):22-32.
107. Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clinical Oral Implants Research*. 2011;22(11):1308-1314.
108. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(4):299-309.
109. Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(3):258-261.
110. Joda T, Wittneben JG, Brägger U. Digital implant impressions with the “Individualized Scanbody Technique” for emergence profile support. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(3):395-397.
111. Davarpanah M, Martinez H, Editör Pamuk S, Anıl A. Oral implantoloji klinik el kitabı. 1. baskı, İstanbul: Quintessence Yayıncılık. 2004;102.
112. Papazian S, Morgano SM. A laboratory procedure to facilitate development of an emergence profile with a custom implant abutment. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;79(2):232-234.

113. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(2):184-192.
114. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in Dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117:715-720.
115. Rekow ED. CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *Journal Canadian Dental Association*. 1992;58(4):283-288.
116. Thalji G, Bryington M, De Kok IJ, Cooper LF. Prosthodontic management of implant therapy. *Dent Clin North Am*. 2014;58(1):207-225.
117. 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.
118. 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. *Clinical Oral Implants Research* 2009;20(Suppl 4):4-31.
119. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(6):920-925.
120. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1096-1102.
121. Guilherme NM, Chung KH, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):206-213.
122. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone E, Sorrentino R. 3-Year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016;18(6):1134-1141.

123. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(8):802-808.
124. Mehl CJ, Okano N, Ludwig K, Kern M. Retention of bonded titanium copings fixed to implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(1):26-34.
125. 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. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3):285-290.
126. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):224-243.
127. Malkoç MA, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Dişhek Fak Derg*. 2009;18:208-216.
128. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258:703-704.
129. Green DJ, Hannink RH, Swain MV. Transformation toughening of ceramics. CRC press. 2018.
130. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2004;31(7):682-688.
131. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
132. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2019;4(2):130-151.
133. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.

134. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2005;25(3):213-219.
135. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2005;25(4):343-349.
136. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204(9):505-511.
137. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.
138. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal Of The American Dental Association*. 2006;137(9):1289-1296.
139. Karakoca DS, Yılmaz H. Zirkonyum ve Sabit Protezlerde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;(Suppl 1):36-44.
140. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*. 2008;24(3):289-298.
141. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(7):758-764.
142. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*. 2004;20(5):449-456.
143. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*. 2004;20(7):655-662.
144. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina- and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. In *Key Engineering Materials*. 2003;240:879-882.

145. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International*. 1992;23(1):25-31.
146. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Automation*. 2003;23(4):382-390.
147. Seyfioğlu Polat Z, Mutluay Ünal S, Nigiz R. Protetik Diş Tedavisinde CAD/CAM Uygulamaları. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri. 2018;33-39.
148. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1999;47(4):481-493.
149. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal of the American Ceramic Society*. 1985;68(6):356-359.
150. Kurt M, Bal BT. Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkileri. *Selcuk Dental Journal*. 2017;4(2):68-76.
151. Ulu H. Farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015, Erzurum (Danışman: Prof. Dr. Funda BAYINDIR).
152. Tezulas E, Yildiz C, Kucuk C, Kahramanoglu E. Current status of zirconia-based all-ceramic restorations fabricated by the digital veneering technique: a comprehensive review. *Int J Comput Dent*. 2019;22(3):217-230.
153. Özkurt Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomed Res*. 2016;27(4):1427-1436.
154. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30(4):644-652.
155. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(9):229-237.

156. Yang SW, Kim JE, Shin Y, Shim JS, Kim JH. Enamel wear and aging of translucent zirconias: In vitro and clinical studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(3):417-425.
157. Nakamura K1, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(8):602-608.
158. Elsaka SE. Influence of surface treatments on the bond strength of resin cements to monolithic zirconia. *J Adhes Dent*. 2016;18(5):387-395.
159. Aksoy İ, Varol S, Özkan Y. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;(Suppl 6):124-131.
160. Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;26(15):67-72.
161. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(3):436-439.
162. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*. 2011;55(2):333-352.
163. Datla SR, Alla RK, Alluri VR, Babu JP, Konakanchi A. Dental ceramics: Part II-Recent advances in dental ceramics. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(2):19-26.
164. Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1996;23(4):257-261.
165. Mansour YF, AL-Omiri MK, Khader YS, Al-Wahadni AM. Clinical performance of IPS-Empress 2 ceramic crowns inserted by general dental practitioners. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(4):9-16.
166. Buğurman-Yalım B, Türker Ş. Klinikte Tam Seramik Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;5:76-90.

167. Cho HO, Kang DW. Marginal fidelity and fracture strength of IPS-Empress 2 ceramic crowns according to different cement types. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. 2002;40(6):545-559.
168. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*. 2004;196(12):766-770.
169. Cal E, Türkün LŞ, Türkün M, Toman M, Toksavul S. Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;34(6):372-380.
170. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2000;53(4):297-303.
171. Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *EÜ Dişhek. Fak Derg*. 2003;24:11-6.
172. Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N, Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2009;10(2):51-58.
173. Hench LL, Day DE, Holand W, Rheinberger VM. Glass and medicine. *International Journal of Applied Glass Science*. 2010;1(1):104-117.
174. Ivoclar Vivadent AG. The compatible all-ceramic system. *Dental Technician and Instructor*, Schaan, Liechtenstein. 2005.
175. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International*. 2006;37(4):253-259.
176. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(4):514-522.
177. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*. 2016;32(7):908-914.

178. Case KC. Esthetics built to last: treatment of functional anomalies may need to precede esthetic corrections. *Compendium*. 2014;35(2):118-122.
179. Maunula H, Hjerppe J, Lassila LL, Närhi TO. Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2017;25(2):86-92.
180. Bhat V, Shenoy K, Dandekeri S, Reddy H. CAD-CAM Ceramics- A Literature Review. *International Journal of Recent Scientific Research*. 2016;7(3):9352–9361.
181. Holand W, Schweiger M, Rheinberger VM, Kappert H. Bioceramics and their applications for dental restoration. *Adv Appl Ceram*. 2009;108:373–312.
182. Rodrigues SA, Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dental Materials*. 2008;24(9):1281-1288.
183. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-318.
184. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30(5):564-569.
185. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(4):587-593.
186. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3):227-235.
187. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Resin-matrix ceramics-- an overview. *Int J Recent Sci Res*. 2015;6(11):7414-7.
188. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *Journal of esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4):231-237.
189. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(11):275-283.

190. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*. 2016;95(5):487-495.
191. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*. 2014;93(12):1232-1234.
192. 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 Materials*. 2014;30:954-962.
193. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent*. 2018;30:281-286.
194. Dupriez ND, Koeckritz AK, Kunzelmann KH. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2015;103(4):925-934.
195. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent*. 2016;37(9):630-637.
196. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry Journal*. 2017;5(4):35.
197. Eschbach LY. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury* 2000; 31(Suppl 4):22-27.
198. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. (2017). Polieter Eter Keton (PEEK) Lifleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fen Bilimleri Dergisi*. 2017;38(2):168–186.
199. Searle OB, Pfeiffer RH. Victrex® poly (ethersulfone)(PES) and Victrex® poly (etheretherketone)(PEEK). *Polymer Engineering & Science*. 1985;25(8):474-476.

200. Yurchenko ME, Huang J, Robisson A, McKinley GH, Hammond PT. Synthesis, mechanical properties and chemical/solvent resistance of crosslinked poly (aryl-ether-ether-ketones) at high temperatures. *Polymer*. 2010;51(9):1914-1920.
201. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta materialia*. 2007;55(18):6365-6371.
202. R May, Polyetheretherketones in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*. John Wiley and Sons, New York. 1988;313-320.
203. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2014;54:184-190.
204. Stock V, Schmidlin P, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. PEEK primary crowns with cobalt-chromium, zirconia and galvanic secondary crowns with different tapers—A comparison of retention forces. *Materials*. 2016;9(3):187.
205. Stawarczyk B, Eichberger R M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*. 2015;34(1):7-12.
206. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(7):1209-1216.
207. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(7):580-584.
208. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1278-1288.

209. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*. 2016;35(4):668-674.
210. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*. 2014;30(8):209-215.
211. Oh GJ, Yun KD, Lee KM, Lim HP, Park SW. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2010;2(3):81-87.
212. Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*. 2016;27(6):693-699.
213. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):637-641.
214. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(4):516-521.
215. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, Ono T, Uo M. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dental Materials Journal*. 2015;34(1):114-119.
216. Sperati CA, Starkweather HW, Jr. Flor içeren polimerler II. Politetrafloroetilen. *Polim. Bilim*. 1961;2:465-495.
217. Chen Y. Synthesis, Characterization and Transducer Applications Of Piezoelectric Ceramic/Polimer Composite Materials, PhD Thesis, The Pennsylvania State University The Graduate School Intercollege Graduate Program in Materials, Pennsylvania.1999.(Aktaran: Polimer esaslı aktif titreşim kontrolüne uygun akıllı kirişi tasarımı ve imalatı yüksek lisans tezi, Önder TÜRKER).
218. Kitsara M, Blanquer A, Murillo G, Humblot V, Vieira SDB, Nogués C, Barrios L. Permanently hydrophilic, piezoelectric PVDF nanofibrous scaffolds

promoting unaided electromechanical stimulation on osteoblasts. *Nanoscale*. 2019;11(18):8906-8917.

219. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dental Journal of Dicle*. 2010;11(1):18-23.

220. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby. 2002:84-95.

221. Anusavice KJ. *Philip's Science of Dental Materials*. Elsevier, 11th Edition. St. Louis: Elsevier. 2003.

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

223. Phillips RW. *Skinner's Science of dental materials*. WB saunders. 1991.

224. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 1993;355-356.

225. Tuna FK. Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Yavuz BURGAZ).

226. Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Suat YALUĞ).

227. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*. 2008;36(7):463-471.

228. Sargın AG. Üst Çenede İki İmplant Destek Üzerine Uygulanan Mezial Uzantılı Restorasyonlarda, Okluzal Kuvvetlerin İmpant Çevre Dokularında Neden Olduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Özgül KARACAER).

229. Kurşunluoğlu S. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezorpsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ile incelenmesi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU).
230. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. Journal Dent Atatürk Üni. 1995;5:62-64.
231. 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. Journal of Cranio- Maxillofacial Surgery. 2001;29(2):100-105.
232. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1995;10(3):295-302.
233. Çınar D. İki Farklı Kemik Tipinde Kron/İmplant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. B.Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007, Ankara (Danışman: Doç. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU).
234. 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. G.Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2003, Ankara (Danışman: Doç. Dr. Cemal AYDIN).
235. Panagiotopoulou O. Finite element analysis (FEA): applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. Ann Hum Biol. 2009;36(5):609-23.
236. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments. BoD-Books on Demand. Intech 2012.
237. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2014;24(Suppl 8):131-135.

238. Lekholm ULF, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):639-645.
239. Kaleli N, Saraç D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):437-445.
240. De la Rosa Castolo G, Guevara Perez SV, Arnoux PJ, Badih L, Bonnet F, Behr M. Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. *J Prosthet Dent*. 2019;121(3):546-10.
241. Wheeler RC. An atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada. 1969: 68.
242. Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implantsupported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1479-88.
243. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;55(2):243-247.
244. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;44(3):377-388.
245. 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. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 1996;11(4):450-455.
246. 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(8):640-643.

247. Tuzlalı M, Öztürk C, Zortuk M. The Comparision of the Stress Distribution Between Cemented and Screw Retained Implant Supported Fixed Prosthesis: A Fem Study. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences. 2018;24(2):106-113.
248. Wang RF, Kang B, Lang A, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. J Prosthet Dent. 2009;101(6):359-71.
249. Kantaci Y, Ülkü SZ. Evaluation of the stress distribution in the cortical bone caused by variations in implant applications in patients with bruxism: A three-dimensional finite element analysis. International Dental Research 2021;11(Suppl 1): 194-200.
250. Çelik H, Başaran EG, Zengingül Aİ. Finite elements analysis of stresses formed in core and spongious bone tissue by restored implanted fixed prostheses with Polyetheretherketone (PEEK) and fiber-reinforced composite. International Dental Research 2021;11(Suppl 1):250-258.
251. Fish J, Belytschko T. A First Course in Finite Elements. USA. 2007;319:15-23.
252. Reddy JN. Introduction to the finite element method. McGraw-Hill Education. 2019.1993 yazıyor
253. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. Dental Materials. 2018;34(10):1466-1473.
254. Cansever S. Estetik bölgede Kullanılan Farklı Hibrit Abutment ve İmplant Üstü Kronlarda Oluşan Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi, A.Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2019, Erzurum (Danışman: Prof. Dr. Funda BAYINDIR).
255. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. Journal of Dentistry. 1994;22(5):259-264.
256. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. Journal of Oral Implantology. 2000;26(2):77-81.

257. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa, Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1998;25(4):299-303.
258. Yüzbaşıoğlu HE. İmplant üstü bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. O.M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006, Samsun (Danışman: Yrd. Doç. Dr. Duygu SARAÇ).
259. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993;20(2):147-157.
260. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29(4):350-356.
261. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J*. 2005;24:219-24.
262. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):155-159.
263. Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2011;26(3):482-91.
264. Akça K, Eser A, Çavuşoğlu Y, Sağırkaya E, Çehreli M.C. Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium–zirconium alloy dental implants. *Medical Biological Engineering computing*. 2015;53(5): 453-462.
265. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu 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;28:27-38.

266. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(2):301-9.
267. Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical Engineering & Physics*. 2012;34(2):153-160.
268. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1):20-27.
269. Ikebe K, Nokubi T, Morii K, Kashiwagi J, Furuya M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *Journal of Dentistry*. 2005;33(2):131-137.
270. 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. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(2):133-137.
271. Güngör MB, Nemli SK, Yılmaz H, Aydın C. Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *European Oral Research*. 2019;53(2):80-87.
272. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *International Archives of Otorhinolaryngology*. 2014;18:272-276.
273. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Medical Devices and Research*. 2017;10:141-148.
274. 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 Dentistry*. 2012;21(3):196-201.
275. 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.

276. 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. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2011;14(2): 1113-1116.
277. 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. *Journal of Prosthodontics*. 1995;4(2):95-100.
278. 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. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):466-472.
279. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Oral ve maksillofasiyal implantların biyomalzemeleri ve biyomekaniği: Mevcut durum ve gelecekteki gelişmeler. *Int J Oral Maksillofac İmplants*. 2000;15:15-46.
280. De Holanda KAB, Caldas RA, Amaral M, Vitti RP. Biomechanical evaluation of anterior implants associated with titanium and zirconia abutments and monotype zirconia implants. *Journal of Prosthodontic Research*. 2021;65(1):73-77.
281. 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.
282. 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 Maksillofac Implants*. 1998;13:781-790.
283. Gömleksiz O. Farklı tip ve ağırlıktaki altyapı materyalleri ile oluşturulan implant üstü protezlerin kuvvet altında implant, abutment, vida, protez, kemikte oluşturduğu stres dağılımının sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi. K.T.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2022, Trabzon (Danışman: Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ).

284. Iplikçioglu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 2002;30(1):41-6.
285. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):115-21.
286. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(6):422-431.
287. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech*. 2003;36(9):1247-1258.
288. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2001;16(5):722-730.
289. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*. 1975;8(6):393-405.
290. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*. 1997;25(6):485-491.
291. Campaner LM, Silveira MPM, de Andrade GS, Borges ALS, Bottino MA, Dal Piva AMDO, Tribst JPM. Influence of polymeric restorative materials on the stress distribution in posterior fixed partial dentures: 3D finite element analysis. *Polymers*. 2021;13(5):758.
292. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1979;6(1):41-48.
293. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dental Materials*. 2018;34(1):40-57.

294. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(6):743-749.
295. Arif R, Yilmaz B, Mortazavi A, Ozcelik TB, Johnston WM. Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(3):375-381.
296. Tan PL, Dunne Jr JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(3):215-218.
297. Cavusoglu Y, Akça K, Gürbüz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):338-343.
298. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials*. 2012;28(12):1215-1220.
299. Chang JS, Ji W, Choi CH, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(2):86-90.
300. Rojas Vizcaya F. Retrospective 2-to 7-year follow-up study of 20 double full-arch implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses: measurements and recommendations for optimal design. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(6):501-508.
301. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence International*. 2019;50(4):260-269.
302. Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(1):90-98.
303. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(4):449-506.

304. Mehl C, Gassling V, Schultz-Langerhans S, Açil Y, Bähr T, Wiltfang J, Kern M. Influence of Four Different Abutment Materials and the Adhesive Joint of Two-Piece Abutments on Cervical Implant Bone and Soft Tissue. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2016;31(6):1264-1272.
305. Parmigiani-Izquierdo JM, Cabaña-Muñoz ME, Merino JJ, Sánchez-Pérez A. Zirconia implants and peek restorations for the replacement of upper molars. *International journal of Implant Dentistry*. 2017;3(1):1-5.
306. Sasada Y, Cochran DL. (2017). Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(6).
307. 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.
308. De Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):59-66.
309. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *Journal of Dentistry*. 2015;43(6):742-749.
310. Alexakou E, Damanaki M, Zoidis P, Bakiri E, Mouzis N, Smidt G, Kourtis S. PEEK High Performance Polymers: A Review of Properties and Clinical Applications in Prosthodontics and Restorative Dentistry. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019;27(3):113-121.
311. Bartolomeu F, Costa MM, Gomes JR, Alves N, Abreu CS, Silva FS, Miranda G. Implant surface design for improved implant stability—A study on Ti6Al4V dense and cellular structures produced by Selective Laser Melting. *Tribology International*. 2019;129:272-282.
312. 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.

313. Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*. 2019;34(3):622-630.
314. Yazigi C, Kern M, Chaar MS, Libeck W, Elsayed A. The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;111.
315. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of crown and hybrid abutment ceramic materials on the stress distribution of implant-supported prosthesis. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2018;47(3):149-154.
316. Design DIA. Influence of ceramic materials on biomechanical behavior of implant supported fixed prosthesis with hybrid abutment. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2019;27:1-7.
317. Salgıncı İ, Yıldırım Avcu G, Özcan M. Evaluation of tensile strength of different esthetic coping materials to Ti-base and monolithic zirconia crowns. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2022;36(8):895-904.
318. Mehulić M, Mehulić K, Kos P, Komar D, Katunarić M. Expression of contact allergy in undergoing prosthodontic therapy patients with oral diseases. *Minerva Stomatologica*. 2005;54(5):303-309.
319. Schwickerath H. Ceramic-metal crowns. *Die Quintessenz der Zahntechnik*. 1988;14(10):1147-1151.
320. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1992;19(3):281-287.
321. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. The C. V. Mosby Company. 2001;643-72.
322. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(5):401-405.

323. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*. 1990;69(12):1791-1799.
324. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*. 2012;143(3):234-240.
325. 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(4):277-284.
326. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2):188-198.
327. 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.
328. D'Souza KM, Aras MA. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017;17(1):53-60.
329. Duarte S Jr, Sartori N, Phark JH. Ceramic-reinforced polymers: CAD/CAM hybrid restorative materials. *Curr Oral Health Rep*. 2016;3:198-202.
330. Tezulaş E. Tam Seramik İmplant Üstü Konometrik ve Hibrit Tek Kron Restorasyonların Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2020, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. Coşkun YILDIZ).
331. Alsahhaf A, Spies BC, Vach K. et al. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*. 2017;66:224-232.
332. Kaleli N, Ural Ç. Hibrid Abutment Kron Restorasyonlarda İmplant-Abutment Bağlantısının İmplant, Abutment ve Bazal Vidadaki Stres Dağılımı Üzerindeki

Etkisinin İncelenmesi. Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi. 2020;26(1):43-50.

333. Veliöğlu E. Güncel, estetik implant dayanaklarında kırılma dayanımının ve stres dağılımının incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2020, İzmir (Danışman: Doç. Dr. Ender AKAN).

334. 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. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2005;73(1):140-147.

335. 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. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2002;17(2):231-237.

336. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. International Journal of Oral Maxillofacial Implants. 2002;17(1):17-23.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Hatice	Soyadı	Koçoğlu
Doğum Yeri		Doğum Tarihi	
Uyruğu	T.C.	Tel	
E-posta			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2022
Lisans	Dicle Üniversitesi	2014
Lise	Ayten Kemal Akınal Anadolu Lisesi	2008

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018- 2022
Diş Hekimi	Gaziantep Şahinbey A.D.S.M	2016-2018
Diş Hekimi	Şanlıurfa Halfeti Devlet Hastanesi	2015-2016

Yabancı Dil Sınav Notu								
ÜDS/YDS	YÖKDİL	TIPDİL	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

10.ORJİNALLİK RAPORU

Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Bileşenlerinde ve Periferel Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

ORJİNALLİK RAPORU

% 12	% 12	% 2	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr	%9
	İnternet Kaynağı	
2	acikerisim.dicle.edu.tr:8080	<%1
	İnternet Kaynağı	
3	acikerisim.dicle.edu.tr	<%1
	İnternet Kaynağı	
4	nek.istanbul.edu.tr:4444	<%1
	İnternet Kaynağı	
5	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080	<%1
	İnternet Kaynağı	
6	dfd.atauni.edu.tr	<%1
	İnternet Kaynağı	
7	Submitted to Ataturk Universitesi	<%1
	Öğrenci Ödevi	
8	Submitted to Adnan Menderes Üniversitesi	<%1
	Öğrenci Ödevi	

Submitted to Erciyes Üniversitesi

9	Öğrenci Ödevi	<% 1
10	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
11	Submitted to Suleyman Demirel University Öğrenci Ödevi	<% 1
12	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1
13	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
14	turkiyeklinikleri.com İnternet Kaynağı	<% 1
15	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1
16	dspace.ewha.ac.kr İnternet Kaynağı	<% 1
17	Submitted to Izmir Katip Āelebi Āniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
18	Hatice SEVMEZ, Merve BANKOĞLU GÜNGÖR, Handan YILMAZ. "Resin Matrix Ceramics", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2019 Yayın	<% 1
19	dergiler.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

20	docplayer.com.br İnternet Kaynağı	<%1
21	www.tdb.org.tr İnternet Kaynağı	<%1
22	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
23	restoratif.org.tr İnternet Kaynağı	<%1
24	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	<%1
25	Adalet ÇELEBİ. "3D Finite Element Analysis of Stress Distribution Conical and Cylindrical Implants by Alveolar Ridge Splitting Technique: Analytical Study", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2022 Yayın	<%1
26	KÜRKÇÜOĞLU, Işın, KÖROĞLU, Ayşegül and ÖZKIR, Serhat Emre. "Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri", Atatürk Üniversitesi, 2010. Yayın	<%1

Alıntıları çıkart

Üzerinde

Eşleşmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografyayı Çıkart

Kapat

