TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI TİPLERİ İLE FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN ABUTMENTLERİN DOĞAL DİŞ-İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Büşra Ekin KESKİN

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2024

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI TİPLERİ İLE FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN ABUTMENTLERİN DOĞAL DİŞ-İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLERDE STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Büşra Ekin KESKİN
ORCİD: 0000-0002-0180-2756

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
ORCİD: 0000-0001-9324-2014

TRABZON-2024

ONAY

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Büşra Ekin KESKİN'in hazırladığı "Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımları İle Farklı Materyallerden Üretilen Abutmentlerin Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Protezlerde Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 31.10.2024

Danışman Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

Jüri Üyesi Prof. Dr. Sedanur TURGUT

Jüri Üyesi Doç. Dr. Mehmet UĞUR

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
Dekan V.

Ekim – 2024
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

Adı ve Soyadı

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecimin ilk gününden, uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda büyük emeği olan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

Hem öğrencilik hem de uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, desteklerini hep hissettiğim değerli anabilim dalı hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT, Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ ve Doç. Dr. Mehmet UĞUR'a,

İhtiyaç duyduğum her zaman yanımda olan asistanlık günlerimi güzelleştiren, Trabzon'u eğlenceli kılan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım Dt. Merve YILMAZ GÜNGÖR'e, Dt. Merve Nur TÜLÜ'ye, Dt. Gamze Yaren BAŞKENT'e ve desteklerini her zaman hissettiğim canım arkadaşım Dt. Murat TAŞDEMİR'e,

Tez çalışmama TDH-2023-10913 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, uzmanlık tezimin stres analizi aşamalarındaki özverili çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM çalışanlarına,

İyi ki benim kardeşlerim olan, her zaman desteklerini hissettiren canım kardeşlerim Habib Serhad KESKİN ve Necdet Berat KESKİN'e,

Varlıklarıyla bana güç veren, her zaman yanımda olan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hep kalbimde hissettiğim canım anneciğim Hülya KESKİN'e ve canım babacığım Bülent KESKİN'e sonsuz teşekkürler.

Dt. Büşra Ekin KESKİN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	**vi**
TABLOLAR DİZİNİ	**xii**
ŞEKİLLER DİZİNİ	**xiv**
RESİMLER DİZİNİ	**xvi**
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	**xxii**
ÖZET	**x**
ABSTRACT	**xi**
1. GİRİŞ ve AMAÇ	**1**
2. GENEL BİLGİLER	**5**
2.1. Dental İmplantlar ve Tarihçesi	5
2.2. Dental İmplant Sınıflandırılması:	6
2.2.1. Transmandibular İmplantlar	6
2.2.2. Subperiostal İmplantlar:	7
2.2.3. Endosseoz İmplantlar:	7
2.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları	8
2.3.1. Dental İmplantların Endikasyonları	8
2.3.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	9
2.3.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar	9

2.3.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar 9

2.3.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar 9

2.4. Doğal Dişler ve Dental İmplantların Karşılaştırılması 10

2.4.1. Mobilite 10

2.4.2. Uzun Ömürlülük 11

2.4.3. Ağrı 11

2.4.4. Perküsyon 12

2.4.5. Sondalama Derinliği 12

2.4.6. Kanama İndeksi 12

2.4.7. Krestal Kemik Kaybı 13

2.4.8. Radyografik Değerlendirme 13

2.4.9. Keratinize Doku 13

2.4.10. Peri-İmplant Hastalık 13

2.5. Dental İmplantların Başarı Kriterleri 14

2.6. Kemik 15

2.6.1. Kemik Dokusu 15

2.6.2. Kemik Sınıflandırılması 15

2.7. Dental İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması 17

2.7.1. Dental İmplant Üstü Sabit Protezler 18

2.8. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezleri 19

2.8.1. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezlerin Biyomekaniği 20

2.8.2. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar 20

2.9. Abutmentlar 21

2.9.1. Abutmentlerin Sınıflandırılması 22

2.9.1.1. Geçici Abutmentler 22

2.9.1.2. Daimi Abutmentler 22
2.9.1.2.1. Kullanılan Materyale Göre 22
2.9.1.2.1.1. Titanyum Abutmentler 22
2.9.1.2.1.2. Seramik Abutmentler 23
2.9.1.2.1.2.1. Alümina Abutmentler 23
2.9.1.2.1.2.2. Zirkonya Abutmentler 23
2.9.1.2.1.3. Titanyum ve Zirkonya Abutmentlerin Karşılaştırılması 24
2.9.1.2.2. Üretim Şekline Göre 24
2.9.1.2.2.1. Stok Abutmentler 24
2.9.1.2.2.2. Kişiye Özel Abutmentler 25
2.9.1.2.2.2.1. Kişiye Özel Döküm Abutmentler 26
2.9.1.2.2.2.2. CAD/CAM Kişiye Özel Abutmentler 26
2.9.1.2.2.3. Hibrit (Ti-Base) Abutmentler 26
2.9.1.2.3. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre 27
2.9.1.2.3.1. Vida Tutuculu Abutmentler 27
2.9.1.2.3.2. Siman Bağlantılı Abutmentler 28
2.9.1.2.3.3. Vida Tutuculu ve Siman Bağlantılı Abutmentlerin Kıyaslaması 28
2.10. Dental implant-Abutment Bağlantı Şekilleri 28
2.10.1. Eksternal Dental İmplant-Abutment Bağlantı Tipi 29
2.10.1.1. Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi 30
2.10.1.2. Açılı Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi 30
2.10.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi 31
2.10.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi 32
2.10.2. İnternal Dental İmplant- Abutment Bağlantısı 32
2.10.2.1. İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi 33
2.10.2.2. On iki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi 34

2.10.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi 34

2.10.2.4. İnternal oktagon Bağlantı Tipi: 35

2.10.3. Morse Taper (Morse Açılı-İnternal Konikal) Dental İmplant-Abutment Bağlantısı36

2.11. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller 38

2.11.1. Tam Seramikler 38

2.11.2. Seramiklerin İçeriği, Kimyasal Yapısı ve Mekanik Özellikleri 38

2.11.3. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması 39

2.11.3.1. Polikristalin Seramikler 40

2.11.3.1.1. Alümina Seramikler 40

2.11.3.1.2. Stabilize Zirkonya Seramikler 40

2.11.3.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler 42

2.12. Biyomekanik 42

2.12.1. Oklüzal Kuvvetler 42

2.13. Kuvvet Analizleri 44

2.13.1. Kuvvet Analizi Yöntemleri 44

2.13.1.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi 44

2.13.1.2. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi 44

2.13.1.3. Kırılgan Vernikle Kaplama Stres Analizi Yöntemi 44

2.13.1.4. Holografik İnterferometre ile Stres Analizi Yöntemi 45

2.13.1.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi 45

2.13.1.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi 45

2.13.1.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi 45

2.13.2. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar 47

2.13.2.1. Gerilme (Stres) 47

2.13.2.2. Kuvvet 48

2.13.2.3. Gerinim (Strain) 48

2.13.2.4. Elastisite (Young's) Modülü 48

2.13.2.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio) 48

2.13.2.6. Akma Noktası (Yield Point) 49

2.13.2.7. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim 49

3. GEREÇ ve YÖNTEM 50

3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması: 52

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi 56

3.1.2. Doğal Diş ve Sabit Protez Yapılarının Modellenmesi 58

3.1.3. Dental İmplant. Abutment, Vida Yapılarının Modellenmesi 61

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi 64

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi 67

3.4. Yükleme Koşulları 67

3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi: 68

4. BULGULAR 70

4.1. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler 70

4.1.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 70

4.1.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 74

4.1.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 78

4.1.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 81

4.1.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 86

4.1.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 88

4.1.7. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 93

4.2. Oblik Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler 98

4.2.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 98

4.2.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 101

4.2.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 105

4.2.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 108

4.2.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 113

4.2.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri 116

4.2.7. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri: 120

5. TARTIŞMA 125

5.1. Çalışmanın Limitasyonları 152

6. SONUÇ ve ÖNERİLER 154

7. KAYNAKLAR 156

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo No **Sayfa**

Tablo 1. Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller 56

Tablo 2. Wheeler's atlasa göre kullanılan dişlerin boyutları 59

Tablo 3. Materyal özellikleri 64

Tablo 4. Periodontal ligamentin nonlineer, nonizotropik davranışının materyal parametreleri 65

Tablo 5. Eleman ve düğüm sayıları 66

Tablo 6. Sabit köprü protezi modellerinde vertikal yükleme sonucunda kuvvet uygulama noktasında oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 74

Tablo 7. Doğal diş modellerinde vertikal yükleme sonucunda basamaklarda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 77

Tablo 8. Dental implant modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 81

Tablo 9. Abutment modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 87

Tablo 10. Bağlantı vidası modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 89

Tablo 11. Kortikal kemik modellerinde vertikal yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 94

Tablo 12. Trabeküler kemik modellerinde vertikal yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 98

Tablo 13. Sabit köprü protezi modellerinde oblik yükleme sonucunda kuvvet uygulama noktasında oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 102

Tablo 14. Doğal diş modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 105

Tablo 15. Dental implant modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 108

Tablo 16. Dental abutment modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 114

Tablo 17. Bağlantı vidası modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 116

Tablo 18. Kortikal kemik modellerinde oblik yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 121

Tablo 19. Trabeküler kemik modellerinde oblik yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri 125

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No **Sayfa**

Şekil 1. Vertikal yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 73

Şekil 2. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 77

Şekil 3. Vertikal yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 80

Şekil 4. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 86

Şekil 5. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 89

Şekil 6. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 93

Şekil 7. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 98

Şekil 8. Oblik yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 101

Şekil 9. Oblik yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 105

Şekil 10. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 108

Şekil 11. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 113

Şekil 12. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 116

Şekil 13. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 120

Şekil 14. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa) 125

RESİMLER DİZİNİ

Resim No **Sayfa**

Resim 1. Maya nüfusuna ait alt çene dişlerinin yerine kullanılan yerleştirilen deniz kabukları 5

Resim 2. Transmandibular implant 6

Resim 3. Subperiostal İmplant 7

Resim 4. Endosseoz İmplant 8

Resim 5. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması 16

Resim 6. Misch'e göre kemik sınıflandırması 16

Resim 7. Dental implant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3 17

Resim 8. Dental implant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5 18

Resim 9. Abutmentin bölümleri 21

Resim 10. Geçici abutment sınıflaması 22

Resim 11. Stok abutmenler 24

Resim 12. Döküm UCLA abutment 25

Resim 13. Hibrit abutment 27

Resim 14. Eksternal hekzagonal bağlantı tipine sahip implant 30

Resim 15. Swede-Vent TL, Paragonal İmplant Co, Encino, CA 31

Resim 16. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi 31

Resim 17. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi 32

Resim 18. İnternal hekzagonal bağlantıya sahip implant 34

Resim 19. On iki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantıya sahip implant 34

Resim 20. Camlog cam tube bağlantısı 35

Resim 21. İnternal oktagon Bağlantı Tipi 35

Resim 22. Mors taper bağlantılarında (a, b) taper açısı ve (c, d) temas uzunluğunun farkı. (b) Daha küçük bir açıya sahip bir bağlantı, (a) daha büyük bir açıya kıyasla bağlantının

stabilitesini etkileyebilir. Benzer şekilde, (d) uzun temaslı bir bağlantı, (c) kısa temas uzunluğuna kıyasla bağlantının stabilitesini etkileyebilir. 37

Resim 23. Seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması 40

Resim 24. Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri 46

Resim 25. Doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protez ve kemik modeli 51

Resim 26. Activity 880 3D Optik Tarayıcı 52

Resim 27. a-b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base, zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment 52

Resim 28. a) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü**,** b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü 53

Resim 29. a**)** Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü 53

Resim 30. a-b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment 53

Resim 31. a) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü 54

Resim 32. a) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü 54

Resim 33. a-b) Morse taper bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment 54

Resim 34. a) Morse taper bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü, b) Morse taper bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) Morse taper bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü 55

Resim 35. a) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü 55

Resim 36. Kullanılan tomografilerden model elde edilmesi 57

Resim 37. a) Kortikal kemik modeli, b) Trabeküler kemik modeli, v) Birleştirilmiş kortikal-trabeküler kemik modeli 58

Resim 38. Köprü modeli 59

Resim 39. Koping görüntüsü 60

Resim 40. Prepare diş modeli 60

Resim 41. Periodontal ligament modeli 61

Resim 42. a) Dental implantın önden yivlerinin görüntüsü, b) Dental implant vidasının görüntüsü, c) Dental implantların yukarından görüntüsü (sırayla internal hekzagonal, morsetaper, eksternal hekzagonal bağlantı görüntüsü)**,** d) Dental implantların yandan görüntüsü (sırayla internal hekzagonal, morsetaper, eksternal hekzagonal bağlantı görüntüsü) 62

Resim 43. a) Eksternal hekzagonal bağlantıya sırasıyla sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment, c) Morse taper bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment 63

Resim 44. Dental implant – doğal dişlerin birbirinden destek aldığı modifiye ridge lap gövde tipine sahip monolitik zirkonya restorasyon 63

Resim 45. Sonlu elemanlar analiz yönteminde eleman çeşitleri 66

Resim 46. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi 67

Resim 47. Vertikal (a,b) ve oblik (c,d) yükleme koşulları 68

Resim 48. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 72

Resim 49. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 72

Resim 50. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 73

Resim 51. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 75

Resim 52. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 76

Resim 53. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 76

Resim 54. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 79

Resim 55. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H) 79

Resim 56. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri[Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 79

Resim 57. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 84

Resim 58. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 84

Resim 59. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 85

Resim 60. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H), Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H), Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 88

Resim 61. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 92

Resim 62. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 92

Resim 63. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 93

Resim 64. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 97

Resim 65. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 97

Resim 66. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 97

Resim 67. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 1 EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 100

Resim 68. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 101

Resim 69. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 101

Resim 70. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 104

Resim 71. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 104

Resim 72. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 104

Resim 73. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 107

Resim 74. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 107

Resim 75. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 107

Resim 76. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 111

Resim 77. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 112

Resim 78. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 112

Resim 79. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H), Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H), Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 115

Resim 80. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 119

Resim 81. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 119

Resim 82. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 120

Resim 83. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)] 124

Resim 84. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)] 124

Resim 85. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)] 124

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

1D	One dimension/ tek boyut
2D	Two dimension/ ikiboyut
3D	Three dimension/ üç boyut
ark	Arkadaşları
A	Cismin kesit alanı
ATZ	Alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
E	Cismin elastisite modülü
EH	Eksternal hekzagonal
F	Kuvvet
FSZ	Tam stabilize zirkonya
H	Hibrit
HP	Hareketli protez
İH	İnternal hekzagonal
K	Kübik faz
L	Cismin uzunluğu
M.Ö.	Milattan önce
M.S.	Milattan sonra
Maks.	Maksimum

Min.	Minimum
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
MT	Morse taper
M	Monoklinik faz
nm	Nanometre
N	Newton
P	Paskal
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
SP	Sabit protez
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
T	Tetragonal faz
Tİ	Titanyum
Y-TZP	Yitriyumla kısmen stabilize polikristalin zirkonya
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
Zr	Zirkonya
µm	Mikrometre

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
º	Derece
σ	Principal stress/ asal stres
σ1	Maksimum principal stress/ maksimum asal stres
σ2	Intermediate principal stress/ ara asal stres
σ3	Minimum principal stress/ minimum asal stres
ɼ	Shear stress/ makaslama stresi
v	Poisson oranı
ε	Birim uzama
%	Yüzde

Formüller

Y_2O_3	Üç mol yitriyum oksit
Cr-Co	Krom kobalt
Al_2o_3	Alüminyum oksit
SiO_4	Silisyum tetrahedrat

ÖZET

Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tipleri İle Farklı Materyallerden Üretilen Abutmentlerin Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Protezlerde Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi

Bu çalışmada doğal diş ve dental implantlardan destek alan sabit protetik restorasyonlardaki farklı implant-abutment bağlantı tipleri ve farklı elastisite modülüne sahip abutent materyallerine gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla 44 numaralı doğal dişten ve 46 numaralı bölgeye yerleştirilen dental implanttan destek alan üç üyeli sabit protez ve bu protezi çevreleyen kemik kesitini içeren üç adet üç boyutlu model bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulmuştur. Bu üç boyutlu modellerde abutment materyali olarak titanyum (Ti), zirkonya (Zr) ve hibrit (H) abutment kullanılmıştır. Ayrıca modellerde eksternal hekzagonal (EH), internal hekzagonal (İH) ve morse taper (MT) bağlantı tipleri kullanılmıştır. Çalışmamızda periodontal ligament non-lineer olarak modellenirken doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik lineer olarak modellenmiştir. Bu çalışmada premolar dişlerin her birine 100 N, molar dişe 200 N olmak üzere toplam 400 N değerinde vertikal ve oblik yönlü kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvetlerin kortikal ve trabeküler kemikte, doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment ve protetik materyalde oluşturduğu Von Mises stresleri incelenmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre çalışmadaki tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda oluşan stresler kortikal kemikte, trabeküler kemikten daha yüksek tespit edilmiştir. Ayrıca streslerin dental implant çevresindeki kortikal kemikte, doğal diş çevresindeki kortikal kemikten daha fazla yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Vertikal ve oblik kuvvetlerde morse taper bağlantı tipine sahip olan modellerde kortikal kemikte daha düşük stres değerleri tespit edilmiştir. Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda doğal dişte, bağlantı vidasında ve implantta meydana gelen stresler morse taper bağlantı tipine sahip modellerde daha yüksek tespit edilmiş ve implantın boyun kısımında yoğunlaşmıştır. Titanyuma kıyasla daha rijit bir materyal olan zirkonya materyalinin abutment olarak kullanıldığı modellerde kuvvetler sonucunda daha yüksek stresler değerleri tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda hem uygulanan kuvvetin yönünün hem de kullanılan implant-abutment bağlantı tasarımı ile abutment materyalinin doğal diş-dental implant destekli protezlerde oluşan stres değerlerini etkilediği tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Diş-implant bağlantısı, Hibrit abutment, İmplant-abutment bağlantısı, Sabit parsiyel protez, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Investigation of Stress Distribution in Natural Tooth-Implant Supported Fixed Prostheses of Abutments Made of Different Materials with Different Implant-Abutment Connection Types Finite Element Analysis Method

This study aimed to investigate the stresses generated in natural teeth, dental implants, connecting screws, abutments, prosthetic materials, and bone under forces applied to different implant-abutment connection types and abutment materials with different elastic moduli in fixed prosthetic restorations supported by natural teeth and dental implants, using finite element stress analysis. Three-dimensional computer models were created to simulate a three-unit fixed prosthesis supported by a natural tooth number 44 and a dental implant in region 46, along with the surrounding bone. Titanium (Ti), zirconia (Zr), and hybrid (H) abutments were used as abutment materials in these 3D models. Additionally, external hexagonal (EH), internal hexagonal (IH), and Morse taper (MT) connection types were employed. In our study, while the periodontal ligament was modeled nonlinearly, the natural tooth, dental implant, connecting screw, abutment, prosthetic material, and bone were modeled linearly. Vertical and oblique forces of 100 N and 200 N, respectively, were applied to each premolar tooth and molar tooth, resulting in a total force of 400 N. The Von Mises stresses generated by these forces in the cortical and trabecular bone, natural tooth, dental implant, connecting screw, abutment, and prosthetic material were analyzed.

The results showed that stresses generated by both vertical and oblique forces were higher in the cortical bone than in the trabecular bone in all models. Furthermore, stresses were found to be more concentrated in the cortical bone around the dental implant compared to the natural tooth. Lower stress values were observed in the cortical bone in models with Morse taper connections under both vertical and oblique forces. Stresses in the natural tooth, connecting screw, and implant were higher in models with Morse taper connections, particularly concentrating in the neck region of the implant. Models using zirconia abutments, a more rigid material compared to titanium, exhibited higher stress values under applied forces. In conclusion, this study demonstrated that both the direction of the applied force and the type of implant-abutment connection and abutment material affect the stress values generated in natural tooth-supported dental implant prostheses.

Keywords: Biomechanics, Fixed partial prosthesis, Finite element analysis, Hybrid abutment, Implant-abutment connection, Tooth-implant connection

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental implantlar, kemik ile osseointegre olabilmeleri sayesinde tam ve kısmi dişsiz çenelerin tedavisinde önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (1). Günümüzde dental implantlar ile doğal dişlerin dayanak olarak kullanılmasında hala belirsizlikler mevcuttur. Özellikle ileri derecede rezorbe olmuş alveolar kretlerde posterior mandibula bölgesine dental implant yerleştirme olanağı kısıtlıdır. Birçok vakada mandibular kanalın alveolar kret tepesine olan yakın olması, mental foramenin lokalizasyonu gibi anatomik sebepler ve yetersiz ekonomik koşullar dişsizliğin birden fazla dental implant ile tedavisine engel olmaktadır (2). Bu vakalarda geleneksel hareketli bölümlü protezler yerine sabit protetik restorasyon uygulamasına olanak veren tek seçenek doğal diş ile dental implantın dayanak olarak kullanıldığı sabit protezler olabilir. Dental implantlar ile doğal dişlerin birbirlerinden destek aldığı tedaviler, dental implant ve doğal dişin farklı hareketlilik değerlerine sahip olması nedeniyle biyomekanik olarak karmaşıktır. Ancak bazı klinik vakalarda dental implant ve doğal dişin dayanak olarak kullanılması kabul edilebilir bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir (2, 3).

Doğal diş-dental implant destekli restorasyonlara gelen kuvvetlere dental implantlar ile dişlerin verdikleri tepkiler farklıdır. Bunun sebebi doğal dişlerin periodontal ligamente sahip olmalarıdır. Bu tip restorasyonlarda kuvvetlerin çoğu dental implantlar tarafından karşılanmaktadır. Doğal diş ve dental implantta oluşan kuvvet farklılığı sonucunda kantilever etkisi ile yüksek moment oluşmaktadır. Oluşan bu yüksek moment vida gevşemesi, protezde kırılma, dental implant kaybı, doğal dişte mobilite gibi birçok biyolojik ve mekanik komplikasyonlara neden olmaktadır (4).

Yapılan bir çalışmaya göre sadece dental implantlar destekli restorasyonlar ile doğal diş-dental implant destekli restorasyonlar karşılaştırıldığında, sadece dental implantlardan destek alan restorasyonlarda daha yüksek protez başarısı gözlenmiştir (5). Bu çalışmada ayrıca dental implant ve alveol kemikte vertikal ve oblik yüklemeler altındaki gerilme değerleri daha düşük bulunmuştur (5). Bu nedenle sadece dental implantlardan destek alan restorasyonlar serbest sonlanan kısmi dişsizlik vakalarında ilk tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (3).

Doğal diş ve dental implanttaki hareketlilik farklılığından kaynaklanan biyomekanik faktörler bu tip restorasyonların uzun dönem başarısını etkilemektedir (6, 7). Doğal diş-dental implant destekli restorasyonların doğru planlamalar ile güvenli bir şekilde

kullanılabileceğini bildiren çalışmalar literatürde yer almaktadır (3, 8–11). Gunne ve ark. (12) on yıl takip süresine sahip çalışmasında doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerin uygulanabilir ve güvenilir bir tedavi alternatifi olduğunu rapor etmişlerdir. Rangert ve ark.(13) doğal diş ve dental implant destekli restorasyonlarda dental implantta mekanik olarak aşırı yüklenme riskinin olmadığını bildirmişlerdir.

Modern implantolojide Brånemark tarafından benimsenen, ilk dental implant-abutment bağlantı sistemi eksternal sistemdir (14). Teknolojinin gelişmesi ile eksternal bağlantı tasarımlarında meydana gelen değişiklikler vida gevşemesi gibi problemleri azaltmış olsa da estetik ile mikrobiyal sızdırmazlık gibi problemlerin üstesinden gelememiştir ve internal bağlantı tasarımı ortaya çıkmıştır. İnternal bağlantı tasarımları, eksternal bağlantı tasarımında karşılaşılan bu komplikasyonları azaltmak ve daha stabil bir bağlantı oluşturmak amacıyla geliştirilmiştir (15, 16). Farklı internal bağlantı sistemleri arasında abutment yüzeyi ile implantın iç yüzeyi arasındaki temas derecesi, abutmentin dental implant içerisinde yer alan derinliği (2-4 mm), internal antirotasyonal mekanizmaları ve bunların tipleri gibi birtakım farklılıklar bulunmaktadır (17). Günümüzde internal implant-abutment bağlantı tasarım tiplerinden internal hekzagonal ve morse taper bağlantı en yaygın tercih edilen internal bağlantı tasarımı örneklerindendir (18). Dental implant-abutment bağlantı tasarımı dental implant ile abutmentin arayüzünde oluşan stres ve gerilmeleri etkilemektedir (17).

Eksternal hekzagonal bağlantı tasarımı yüksek çiğneme kuvvetleri altında protez dayanağında mikro hareketliliğe sebep olur. Bu hareketin bağlantı bölgesinde stabil olmayan bir yapı oluşmasına bağlı olarak vida gevşemesi ve hatta vida yorgunluğuna bağlı kırılmalara neden olabileceği bildirilmiştir (19). İnternal bağlantının tork kaybını engelleyen mekanizmasının daha etkili olması, alveolar kemiğe aktarılan stresleri azaltabilmesi, lateral kuvvetlere karşı abutment vidasını koruyabilmesi gibi avantajları vardır(17). Yapılan çalışmalarda internal bağlantıya sahip dental implantların, eksternal bağlantıya sahip olanlara kıyasla bükülme kuvvetlerine karşı daha yüksek direnç ve daha iyi bir kuvvet dağılımı gösterdikleri rapor edilmiştir (20, 21). Asvanund ve ark.'ın (22) çalışmasında internal bağlantıya sahip dental implantlarda daha düşük stres seviyeleri tespit edilmiştir. Morse taper bağlantı, dental implant ve abutment arasındaki boşluğu en aza indiren bir internal bağlantı türüdür. Morse taper bağlantısı abutment vidası gevşeme insidansının

azalmasına ve aynı zamanda yükün kemiğe daha iyi dağıtılmasına yardımcı olmaktadır (23–25).

Zirkonya ve titanyum abutmentlerin, eksternal ve internal bağlantılı dental implantlar ile uyumluluğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada, abutmentin üretildiği malzeme ve üretim yönteminin de proteze etki eden stresler açısından önemli bir faktör olduğu sonucuna varılmıştır (26). Ayrıca zirkonya abutmentlerin, yük karşılama kapasitesinin yeterli ve kırılma risklerinin düşük olduğu bildirilmiştir (26). Ti-base abutment üzerine simante edilen seramik abutmentlere hibrit abutment denir. Bu abutment türünde dental implant ile bağlantı kısmının titanyum olması nedeniyle mekanik dayanımın zirkonya abutmentlere kıyasla daha fazla olacağı bildirilmiştir (27).

Yapılan literatür taraması sonucunda doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde kullanılan abutment bağlantı tipinin ve abutment materyalinin stres dağılımı açısından nasıl bir etki yapacağı konusunda yapılan çalışmaların sınırlı sayıda olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarına ve farklı abutment materyallerine gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, abutment, abutment vidası ve kemik üzerinde oluşturacağı streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulan üç farklı bağlantı tipine sahip (eksternal hekzagonal bağlantılı, internal hekzagonal bağlantılı, morse taper bağlantılı) dental implantlar ve üç farklı abutment materyaliyle hazırlanmış [titanyum abutment, zirkonyum abutment, hibrit (tibase zirkonya)] abutmentler ile hazırlanmış dokuz farklı doğal diş-dental implant destekli simante sabit protez ile bu protezleri taşıyan doğal diş, dental implant ve kemik modelleri üzerinde inceleme gerçekleştirilmiştir. Literatür taranarak doğal çiğneme kuvvet değerleri belirlenmiştir. Daha sonra modellere belirlenen kuvvetler vertikal ve oblik olmal üzere iki farklı yönde uygulanmıştır. Bu kuvvetlerin doğal diş, dental implant, abutment, abutment vidası, protez, trabeküler ve kortikal kemikte meydana gelen streslerin miktarı ile dağılımı SESA (sonlu elemanlar stres analizi) yöntemiyle incelenmiştir.

Bu çalışmada birinci yokluk hipotezi doğal diş-dental implant destekli simante sabit protezlerde kullanılan farklı implant-abutment bağlantı tasarımının ve farklı elastik modülüne sahip olan abutment materyalinin doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası, protez, kortikal kemik ve trabeküler kemik yapılarında oluşan streslerin miktarı ve

dağılımı üzerinde farklı etkiler yaratmacağı yönündedir. Çalışmadaki ikinci yokluk hipotezi ise doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezlerine gelen vertikal ve oblik kuvvetlerin sistemde oluşan stresler üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmayacağıdır

Çalışmanın sonucunda doğal diş-dental implant destekli protezlerin planlamasında seçilecek abutment materyalinin elastisite modülünün ve dental implant-abutment bağlantı tasarımının sistemin biyomekaniğine etkileri konusunda literatüre katkıda bulunmak, bu konu hakkında gelecekte yapılacak çalışmalara kaynak oluşturup rehberlik sağlamak hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Tarihçesi

Dental implantlar, eksik dişlerin yerini almak üzere çene kemiğine yerleştirilen, biyo-uyumlu materyallerden üretilmiş yapay diş kökleridir. Dental implantlar mukozal veya periostal tabakanın altına, kemiğin üzerine ya da içine yerleştirilir (28). Oral implantolojinin bilimsel temeli günümüzde gelişmiş olsa da bu tedavi yönteminin kökenleri tarih boyunca farklı kültürlerde izlenmektedir.

M.Ö. 2500 yılında, eski Mısırlılar altından yapılmış bağ teli kullanarak periodontal olarak etkilenmiş dişleri stabilize etmeye çalışmışlardır. M.Ö. 500 yıllarında Etrüskler, insanlarda ağız fonksiyonlarını eski haline getirmek için hayvanlardan lehimlenmiş altın bantlar elde etmişler ve öküz kemiklerinden dişlerin yerine yenilerini yapmışlardır. M.S. 600 civarında, Maya uygarlığında alt çene dişlerinin yerine kabuk parçalarından yapılmış implantlara rastlanmıştır. Arkeolojik bulgular, M.S. 800 civarında taştan yapılmış bir implantın alt çeneye yerleştirildiğine dair kanıtlar sunmaktadır (29).

Resim 1. Maya nüfusuna ait alt çene dişlerinin yerine kullanılan yerleştirilen deniz kabukları (29)

Magglio, 1800'lerde yeni çekilmiş diş soketine altın materyalinden hazırlanan diş kökleri yerleştirerek kemik içi implantları uygulayan ilk kişi olmuştur. İlk dental implant patenti ise 1908 yılında Greenfield tarafından alınmıştır. Greenfield üst çenede platin-iridyum alaşımından oluşan implant yerleştirmiştir (30). Doktor Alvin ve Moses Strock Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) uzun dönemde başarı gösteren ilk dental implantları yapmışlardır (31).

Subperiosteal (kemik üzerinde) implantlar 1940'lı yıllarda İsveç'te Dahl tarafından yapılmıştır. 1947-1948 yılları arasında Gershkoff ve Goldberg, Dahl'ın bu tasarımını dış oblik sırtı da içerecek şekilde genişletip üretmiştir (32). 1961 yılında ise Tramonte tarafından günümüz dental implantların temeli, geliştirdiği içi dolu vida şeklinde implantlar ile oluşturmuştur (33). Bränemark tarafından osseointegrasyon kavramının keşfedilmesi ile dental implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. Bränemark titanyum alaşımının biyolojik olarak uyumlu olduğunu bildirmiş ve yerleştirdiği ilk dental implantları bu materyalden yapmıştır (34). Günümüzde dental implantlar sık kullanılmaktadır ve titanyum esaslı dental implantlar, biyo-uyumluluk, osseointegrasyon ve uzun ömürlülük gibi özelliklerinin iyileştirilmesiyle sürekli olarak geliştirilmektedir (35).

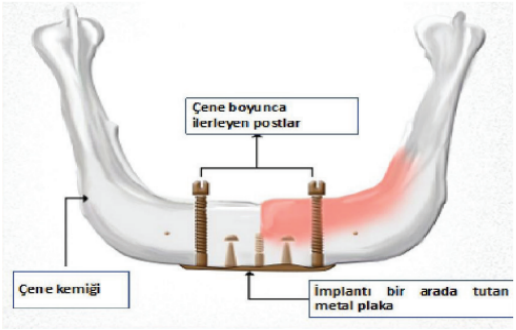
2.2. Dental İmplant Sınıflandırılması

Mish (36) dental implantlarI kemik ile olan ilişkilerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır.

1) Transmandibular implantlar (Kemik boyunca)
2) Subperiostal implantlar (Kemik üzeri)
3) Endosseöz implantlar (Kemik içi)

2.2.1.Transmandibular İmplantlar

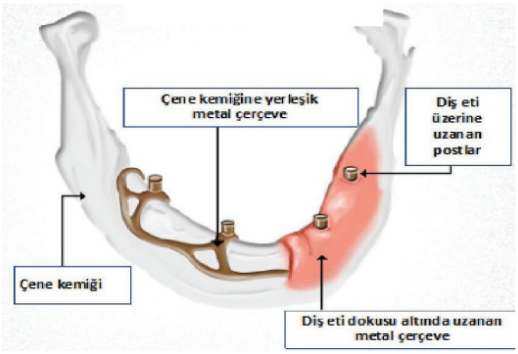
Transmandibular implantlar mental foramenler arasına 4 adet transosteal pin, mandibula altına gelecek şekilde 5 adet kortikal vida ile sabitlenen bir kaide plağı ile yapılır. Bu implantlar yalnızca mandibulaya uygulanabilmektedir (37).



Resim 2. Transmandibular implant (38)

2.2.2. Subperiostal İmplantlar

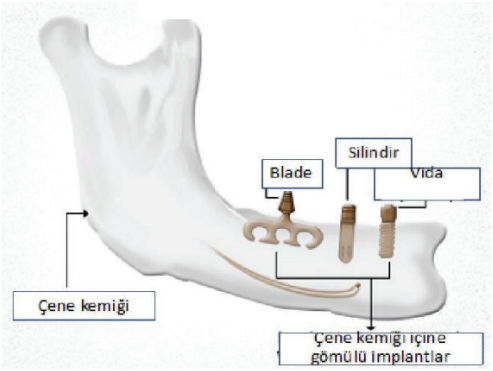
Subperiosteal implantlar normalden fazla kemik rezorpsiyonun varlığında, alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak tasarlanan implantlardır. Kafes veya çift taraflı çerçeve tasarımında ince metal alaşımlardan oluşmaktadır. Fibröz dokuya entegre olan bu implantlar, kemiğe ve periostun alt kısmına yerleştirilir (39). Periostun altından kemiğe yerleştirilen bu implantların enfeksiyonlara sebep olabileceği bildirilmiştir (39). Ancak son dönemlerde teknolojinin gelişmesi ile subperiostal implantlarda komplikasyonların azaldığı ve bu implantların rezorbe kretler için alternatif tedavi yöntemi olduğu bildirilmiştir (40).



Resim 3. Subperiostal İmplant (41)

2.2.3. Endosseoz İmplantlar

Endoosseoz implantlar lokal anestezi altında alt veya üst çene kemiği içerisine yerleştirilen ve osteointegrasyon ile stabilitenin sağlandığı implantlardır(42). Bu implantlar cerrahi uygulama tekniğinin kolay olması, düşük enfeksiyon riski ve yüksek başarı oranı gibi avantajlara sahiptirler. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant çeşididir. Hem sabit hem de hareketli protezlerde kullanılabilmektedirler (42).



Resim 4. Endosseoz İmplant (43)

Endosseoz implantların şekil olarak dört farklı çeşidi bulunmaktadır;

1) Vida tipi implantlar
2) Blade implantlar
3) Silindirik implantlar
4) Vent tipi implantlar

Vida tipi implantlar, günümüzde en çok tercih edilen dental implant çeşididir. Doğal diş köküne benzer tasarıma sahiptir. Aksiyal gerilim ve sıkıştırma kuvvetlerini, vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe daha az ve daha homojen olarak iletiler (44). Blade implantlar özellikle bukko-lingual boyutun yetersiz olduğu durumlarda endikasyon alanı bulmaktadır (44). Silindirik implantlarda yüzeyler birbirine paralellik göstermektedir. Bu implantlarda implant yüzeyinde bulunan kaplama veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon sağlanmaktadır (44). Vent implantlar 1976 yılında kullanılmaya başlanmış ve içi boş silindir şeklindeki bu implantların üzerinde perforasyonlar bulunmaktadır (44).

2.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları

2.3.1. Dental İmplantların Endikasyonları

Dental implantlar;

1. Tam dişsiz hastalar geleneksel protezlerle yeterli tutuculuk sağlanamadığında,
2. Daha uzun dişsiz sahaların sabit protez ile restore edilemediği vakalarda,

3. Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen kısmi dişsiz hastalar,
4. Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen hastalar,
5. Hareketli protezlerin stabilizasyonunu etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında,
6. Düşük Doku toleransının olduğu vakalarda,
7. Kennedy sınıf I vakalarda,
8. Ağızdaki dişlerin sabit protez uygulaması için sayısının yetersiz olduğu vakalarda,
9. Doğuştan diş eksikliklerinde,
10. Ortodontik olarak ankraj alınması istenen durumlarda,
11. Tek diş kaybının olduğu vakalarda uygulanabilir (45, 46).

2.3.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

Üç alt grupta incelenmektedir:

2.3.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar

1. Psikolojik ve medikal olarak uyum sağlayamayacak hastalarda,
2. Risk oluşturan kardiyak patoloji varlığında,
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıkların varlığında,
4. Kronik alkolizm, ilaç bağımlılığı olan hastalarda,
5. Çok yaşlı ve çok genç hastalarda kontrendikedir (46).

2.3.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar

1. Kemik kalitesinin ve hacminin yetersiz olduğu durumlarda,
2. İnteroklüzal (çeneler arası) mesafenin yeterli olmadığı hastalarda,
3. Risk taşıyan hastalarda (radyasyon tedavisi görmüş hastalar, bifosfonat kullanan hastalar, bruksizm, kontrolsüz periodontitis, sigara vb.) kontrendikedir (46).

2.3.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar

1. Fonksiyonel ve okluzal ilişkilerin uyumsuz olduğu durumlarda,
2. Üst ve alt çenede bulunan patolojik durum varlığında,
3. İmplant düşünülen bölgede radyasyon uygulandığında,
4. Ağız bölgesinde bulunan mukoza patolojilerinin varlığında,
5. Dilin çok büyük olduğu durumlarda,

6. Ağız kuruluğunda,
7. Oral hijyenin yeterli olmadığı hastalarda,
8. Yetersiz ağız açıklığına sahip hastalarda,
9. Tekrar eden oral mukoza hastalıklarında kontrendikedir (46).

2.4. Doğal Dişler ve Dental İmplantların Karşılaştırılması

Dental implantlar doğal diş kök formunu taklit etmek amacıyla tam veya kısmi dişsizliğe sahip vakalarda alternatif bir tedavi yöntemidir (47).

Doğal dişin periodontal ligamente sahip olması, dental implantın alveolar kemik ile direkt olarak osseointegre olması sonucu doğal dişler ve dental implantlar arasında birtakım farklılıklar oluşur. Bu farklılıklar Misch (47) tarafından on alt grupta incelenmiştir. Bunlar; mobilite, uzun ömürlülük, ağrı, perküsyon, sondlama derinliği, kanama indeksi, krestal kemik kaybı, radyografik değerlendirme, keratinize doku ve peri-implant hastalıktır.

2.4.1. Mobilite

Doğal dişlerde meydana gelen hareketler horizontal ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik sınırlar dahilinde olmaktadır. Bu hareketler doğal diş köklerinin yüzey alanından ve şeklinden etkilenmektedir. Buna bağlı olarak kök sayısı, şekli, çapı, kökün pozisyonu ve kökü çevreleyen kemik kalitesi de önemlidir (48).

Doğal diş ile dental implant arasındaki farklardan en önemlisi doğal diş ile alveol kemiği arasında bulunan periodontal ligamentin dental implantın çevresinde olmamasıdır. Dental implant alveolar kemik yüzeyine doğrudan temas etmektedir (49).

Dental implantlara kuvvet geldiği zaman eğilme momenti oluşmaktadır. Bu kuvvetler sınırı aştığı zaman peri-implant kemikte kayıplar yaşanabilmektedir. Kemik kayıpları, osseointegrasyonda bozulmalara ve daha ileri seviyelerde dental implantın kaybına sebep olmaktadır (13, 50).

Mühleman'a (51) göre diş hareketi 2'ye ayrılır. Başlangıç hareketi hafif kuvvetler altında, periodontal ligament aracılığı ile oluşur. Eğer dişe ek kuvvetler uygulanırsa ikincil hareket meydana gelir. İlk hareketten ikinci harekete geçişte 50-150 μm yük arasında gerçekleşir. İkincil hareket kuvvetlerin miktarına bağlı ve kemiğin viskoelastik özelliği ile ilişkilidir. İkincil hareket dental implantın hareketi ile benzerdir. Ayrıca doğal dişlerin horizontal yöndeki hareket miktarı, vertikal yöndeki hareket miktarından daha fazladır (51).

Dental implantın hareketi alveolar kemiğin viskoelastik özelliğine bağlıdır. Endosteal implantların hareket etmesini inceleyen Komiyama (52), 2000 g'lık kuvvet altında mezio-distal yönde 40-115 μm, labio-lingual yönde 11-66 μm dental implant hareketi ölçmüştür. İmplantların çevresinde mesio-distal yönde kortikal kemik bulunmaması sebebiyle bu yönde daha fazla hareket meydana gelmiştir. Labio-lingual yönde kalın kortikal kemik mevcuttur (52).

2.4.2. Uzun Ömürlülük

Son yıllarda dental implant destekli protezlerde yapılan klinik takip çalışmalarında yüksek başarı oranları bildirilmiştir. Naert ve ark.(53), tek üyeli dental implant destekli sabit restorasyonların 11 yıllık başarı oranının %96.5 olduğunu belirtmiştir. Blanes ve ark.(54), yaptıkları çalışmada 192 implantı 10 yıl takip etmişlerdir. Çalışmalarında başarı oranını %97.9 olarak bulmuşlardır. Albrektsson ve ark.(37) dental implantların beş yıllık başarı oranının minimum %85, on yıllık başarı oranının ise en az %80 olması gerektiğini belirtmişlerdir. Lekholm ve ark.(55) ise 163 dental implant destekli sabit protezi, 10 yıl süreyle takip ettikleri çalışmalarında, sabit protezi 2 ve 3 implantın desteklediği grupta, implant kaybı oranının %3.9, 4 veya daha fazla sayıda implantın desteklediği grupta ise %5.9 olduğunu belirtmişlerdir. Ancak gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tek üye implant üstü restorasyonlar, en düşük implant kaybı oranlarına sahipken implant destekli tam ark restorasyonlarda ortalama dental implant kaybı maksillada %10 ve mandibulada ise %3 olarak belirtilmektedir (56).

2.4.3. Ağrı

Ağrı hafif bir rahatsızlık ile dayanılmaz acı arasında değişiklik gösteren kişiden kişiye değişebilen bir duygudur(47). Dental implantlarda hiperemi, ısı ve perküsyon hassasiyeti veya travmatik oklüzyon kaynaklı erken semptomlar oluşmamaktadır (57). Dental implantların anatomik yapılara yakın konumlanması, parafonksiyonel hareketlerde VE biyomekanik problemlerin varlığında ancak dental implantların çevresinde hassasiyet veya ağrıdan söz edilebilmektedir. Klinik olarak ağrı ve hassasiyetin değerlendirilmesinde ısırma çubuğu kullanılabilmektedir (58).

2.4.4. Perküsyon

Perküsyon, hassasiyete sebep olan dişin ayırıcı tanısında kullanılırken, osseointegre olmuş dental implantlarda kemik ile kaynaşmasının değerlendirilmesinde de kullanılabilmektedir. Fakat osseointegre olmuş dental implantlarda uygulanan perküsyon klinik sağlık ve implantın kemikle kaynaşması hakkında kesin bir bilgi edilmesinde yetersiz kalmaktadır (47).

2.4.5. Sondalama Derinliği

Dental implantı çevreleyen yumuşak doku, peri-implant mukoza olarak tanımlanmaktadır. Peri-implant dokular, periodontal dokulardan yapısal olarak farklıdır. En önemli farklardan birisi periodontal dokular arasında sayılan periodontal ligament ve sement dokusunun implant çevresinde olmamasıdır (59). Periodontal ligamente sahip olması sebebiyle doğal dişlerin soketlerindeki yer değiştirmesi 25-100 μm iken, osseointegre dental implantlarının hareketi yaklaşık 3–5 μm olarak görülmüştür. Doğal dişler stres koşullarına dental implantlardan daha fazla uyum sağlayabilmektedir (3, 13).

Doğal dişlerde, alveolar kemik ile sulcus arasındaki 2.04 mm'lik biyolojik genişlik, ortalama 1.07 mm bağ dokusu ve 0.97 mm epitel ataşmadan oluşmaktadır. Dental implantlarda ise bu genişlik 3.8 mm olarak bildirilmiştir (60). Diğer farklardan birisi de peridontal doku ve periimplanter dokudaki kollajen liflerin yönüdür. Kollajen lifler doğal dişlerde uzun aksa dik, dental implantlarda ise paralel olarak seyretmektedir. Kollajen liflerin seyrindeki bu farklılık lateral kuvvetlere karşı olan duyarlılıkta fark oluşturmaktadır (61). Ayrıca dental implant yüzeyindeki bakterilerin apikale göçü fibril yönünü takip ederek daha kolay bir şekilde gerçekleşebilmektedir (47).

2.4.6. Kanama İndeksi

Sondalamada kanama; peri-implant mukozada enflamasyon varlığının ve peri-implant mukozitisinin göstergesidir. Fakat dental implantların sağlığının değerlendirilmesinde kanama indeksinin tek başına bir gösterge olarak kullanılması güvenilir değildir (62). Dental implant çevresinde damarlanmanın ve hücre sayısının daha az olması sebebiyle implantların etrafındaki enflamasyon ve kanamanın doğal dişlere göre daha az olduğu bildirilmiştir (63). Dental implant ile alveolar kemik arasındaki periodontal membran ve fibröz dokunun yokluğu, yumuşak doku enflamasyonlarının krestal kemiğin koronalinde görülmesine neden olmaktadır (47).

2.4.7. Krestal Kemik Kaybı

Albrektsson'un (37) yaptığı bir çalışmada, dental implanta yükleme yapıldıktan sonra ilk yıl 1.5-2 mm'ye kadar ve sonraki dönemlerde ise yıllık 0.1-0.2 mm peri-implanter kemikte meydana gelen kaybın fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Günümüzde ise dental implantın kemiğe yerleştirilmesinden itibaren daimî protezin kullanıldığı süre boyunca peri-implanter bölgedeki kemik erimesinin minimum olması istenmekte ve hedeflenmektedir (64). Protetik tedavi sonrası erken dönem kemik kaybı; aşırı yükleme, kemik hacmi ve kalitesi, implant-abutment birleşimindeki mikro aralık, mikrohareketlilik, keratinize mukozanın varlığı, implantın ağız ortamına açılması ve mikrobiyal flora gibi faktörlerden etkilenmektedir (65).

2.4.8. Radyografik Değerlendirme

Doğal dişlerde lamina duranın varlığı ve bütünlüğü, periodontal ligament genişliği veya krestal kemiğin morfolojisi radyografiler aracılığıyla gözlenebilmektedir. Dental implantların sağlığının değerlendirilmesinde ise krestal kemik seviyesi radyografik olarak incelenebilmektedir (66). Fakat dental implantlardaki erken dönem alveolar kemik kaybı genellikle dental implantın fasiyal yüzeyinden başlamaktadır. Radyografilerin 2 boyutlu olmasından kaynaklı krestal kemik seviyesi değerlendirilirken sadece distal ve mesial seviyeler net olarak takip edilebilmektedir. Bu sebeple radyografiler implantların değerlendirilmesinde tek başına yeterli olmamaktadır (47).

2.4.9. Keratinize Doku

Keratinize yapışık diş etinin varlığı, uzun dönem implant başarısı için önemli bir kriterdir. Yeterli keratinize yapışık diş eti olmayan bölgelerde, implant çevresinde kanama, diş eti çekilmesi, plak birikimi ve ataşman kaybı oranlarının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (67). Literatürde keratinize mukozanın peri-implant bölgede ideal oral hijyeni sağlamayı kolaylaştırdığı, mukogingival stresi önlemekte rol oynadığı tespit edilmişken keratinize mukozanın yetersiz olmasının dental implantlarda başarısızlık için bir faktör olabileceği bildirilmiştir (68, 69).

2.4.10. Peri-İmplant Hastalık

Doğal dişleri çevreleyen bağ dokusu ataşmanı krestal kemik seviyesinin ortalama 1.07 mm koronalindedir. Gingivitiste doğal dişleri etkileyen mikrobiyal yükün, bağ dokusu ataşmanını etkilemeden yalnızca epitelyal ataşmanda sınırlı kalması bağ dokusu ataçmanın

krestel kemiğin koronalinde olması ile sağlanmaktadır. Dental implantı çevreleyen peri-implant bölgede ise krestal kemiği koruyan bir yapı bulunmamaktadır. Bu yapının olmayışı mikrobiyal yük karşısında dental implantların daha korunmasız olmasına neden olmaktadır (70). Periodontitiste ise doğal dişler etrafındaki bağlantı epitelinin apikale proliferasyonu ile destek dokularda bağ dokusu ataşmanının kaybı ve düzensiz kemik kaybı meydana gelmektedir. Peri-implantitiste ise dental implant boyunca destek kemik yüzeyinde homojen bir kemik yıkımı meydana gelmektedir. İmplantların etrafındaki lezyonların dişlerden daha yavaş ilerlediği bildirilmektedir (71). Dental implant çevresinde protetik yüklemeden sonra gözlenen erken kemik kaybının temel sebebinin aşırı stres sonucunda oluşan mekanizmalar ile meydana geldiği düşünülmektedir (47).

2.5. Dental İmplantların Başarı Kriterleri

Günümüzde osseointegre dental implantlar için spesifik olan ve en çok kabul gören başarı kriterleri 1986'da Albrektsson (37) tarafından bildirilmiştir.

Bu kriterler:

1. Dental implantlarda başka dişlerden veya implantlardan bağımsız, klinik olarak test edildiğinde mobilitenin olmadığı gözlenmelidir.
2. Radyografide peri-implant alanda herhangi bir radyolüsensi varlığı gözlenmemelidir.
3. Dental implantların yerleştirilmesini takiben bir yıl sonra kemik kaybı yıllık 0.2mm'den az olmalıdır.
4. Dental implantlarda; ağrı, enfeksiyonlar, nöropatiler, parestezi gibi sürekli veya geri dönüşümsüz belirti ve semptomlar olmamalıdır.
5. Dental implantların 5 yıllık takip sonuçlarında başarı oranı en az %85, 10 yıllık takip sonrası başarı oranı en az %80 olmalıdır.

Günümüzde bu kriterler yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak Albrektsson ve ark.'nın (37) belirttiği ilk yıldaki kemik kaybının miktarı araştırıcılar tarafından artık kabul edilmemektedir (64). Yükleme yapıldıktan sonra bir yıl içerisinde osseointegre implantların çevresinde en fazla 1.5 mm'lik kemik kaybı, daha sonraki yıllarda ise 0.2 mm kemik kaybı fizyolojik sınırlar dahilinde kabul edilmektedir. Dental implantlarda uzun süreli başarı sağlamak için biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (72).

2.6. Kemik

2.6.1. Kemik Dokusu

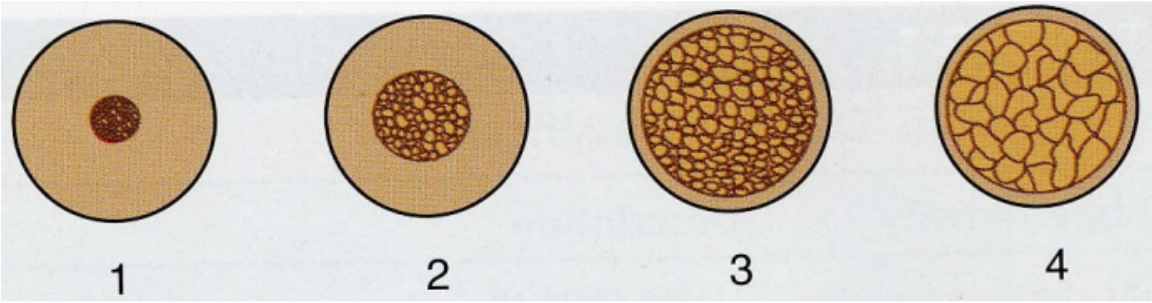
Kemik, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip, kollajen içerisinde yer alan kalsiyum ve fosfat kristallerinden oluşmuş özel bir sert bağ dokusudur. Kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz, kansellöz) tabakalardan meydana gelmiştir. Olgun kortikal kemik interstisyel, konsentrik ve paralel lameller içeren yoğun sıkışmış lamel tabakalarından oluşmuştur. Olgun trabeküler kemik ise çubuk ve spikül kemik lamellerinin ağ örgüsü halindedir (73).

Kortikal kemik %95'e kadar mineralizedir. Trabeküler kemik ise %70 oranında yumuşak dokudan meydana gelmiştir. Bu nedenle kortikal kemik trabeküler kemikten daha serttir. Kotikal kemiğin daha sert olması dental implantlar için trabeküler kemikten çok daha iyi desteklik sağlamaktadır (73). Maksilla dışta ince bir kortikal kemik, içte ise değişik yoğunluktaki trabeküler kemikten oluşmuştur. Mandibulada farklı yoğunluktaki trabeküler kemiği saran dış kortikal tabakadan oluşmuş tübüler, uzun bir kemiktir. Mandibulanın sertliği kortikal kemiğe bağlıdır (73).

2.6.2. Kemik Sınıflandırılması

Günümüzde en çok kabul gören iki kemik sınıflandırması bulunmaktadır. Lekholm ve Zarb'ın (74) 1985'te yaptıkları, kemik şekli ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflaması günümüzde de kullanılmaktadır. Lekholm ve Zarb (74) sınıflandırmasına göre kemik 4 farklı kalite sınıfına sahiptir;

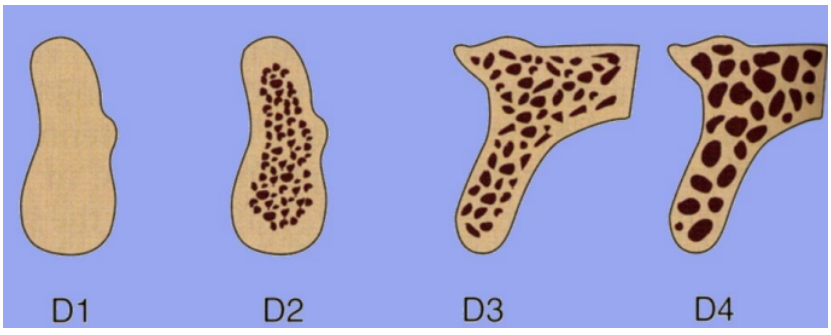
- Tip I (Q 1) Kemik Kalitesi: Homojen kompakt kemiği,
- Tip II (Q 2) Kemik Kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,
- Tip III (Q 3) Kemik Kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,
- Tip IV (Q 4) Kemik Kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen poröz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği temsil etmektedir.



Resim 5. Lekholm ve Zarb'a (74) göre kemik sınıflandırması

Misch (75) tarafından yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir:

- D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.
- D2 kemik: Alveolar kret tepesinde kalın poröz kortikal kemik ve altında kaba dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.
- D3 kemik: Alveolar kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksillada, posterior mandibulada ve anterior mandibulada görülür.
- D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

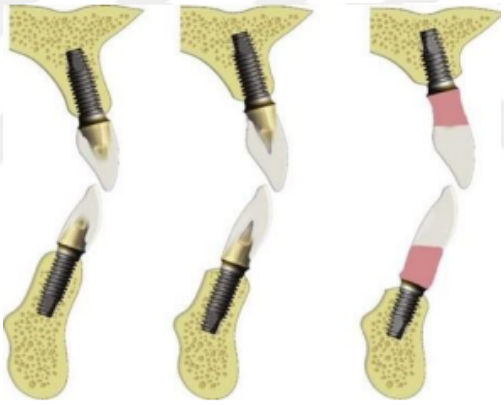


Resim 6. Misch'e (75) göre kemik sınıflandırması

2.7. Dental İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

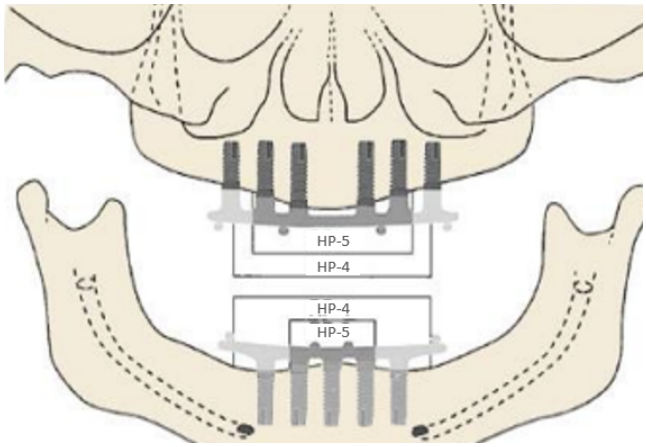
Dental implantların tek diş eksikliğinden, total dişsizliğe kadar birçok kullanım alanı bulunmaktadır ve implantların üzerine hastalara uygulanabilecek birçok protez çeşidi vardır. En çok kullanılan implant üstü protez sınıflaması Misch (76) tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre:

- SP-1: Sabit protez, sadece kuron yerine konmaktadır. Sabit protez doğal diş görünümündedir.
- SP-2: Sabit protez, kuronun ve kökün bölümlerinin yerine konmaktadır ve kuron konturu servikal yarıda hiper konturludur.
- SP-3: Sabit protez, dişsiz bölgede eksik kuron gingival kısım ve kökün bölümlerini kapsar. Kuron servikal yarıda hiper konturludur.



Resim 7. Dental implant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3 (77)

- HP-4: Hareketli protez, sadece implantlarla desteklenen overdenture protezlerdir.
- HP-5: Hareketli protez hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenmiş overdenture protezlerdir.



Resim 8. Dental implant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5 (77)

Başka bir sınıflama, mevcut doğal diş eksikliklerine göre Hobo ve ark. (78) tarafından yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre:

Parsiyel diş eksikliklerinde uygulanan protezler:

- Sabit, vidalı kron protezler,
- Simante kron ve köprü protezler,
- Doğal diş- dental implant destekli köprü protezlerdir.

Tam diş eksikliklerinde uygulanan protezler:

- Dental implant destekli sabit simante köprü protezler,
- Dental implant destekli hibrit vidalı protezler,
- Dental implant destekli overdenture protezlerdir.

2.7.1. Dental İmplant Üstü Sabit Protezler

SP1 grubundaki protezler doku kaybının en az olduğu durumlarda uygulanan, restorasyonun final halinin doğal diş ile benzerlik gösterdiği protez tipidir. SP1 grubu protezler maksillada ön bölge gibi estetiğin en çok istendiği bölgelerde uygulanan restorasyon şeklidir (79).

SP2 grubundaki protezlerde restorasyonlar, doğal dişin mine sement sınırıyla kıyaslandığında kemik seviyesi daha apikalde kalmaktadır. Restorasyonun final görünümü periodontal kemik kaybı ya da diş eti çekilmesi olan doğal dişlere benzemektedir (79).

SP3 grubundaki protezlerde restorasyonlar, metal alt yapı, yapay dişler ve akrilikten oluşan restorasyonlar veya porselen-metal restorasyonlardır. Bu tip restorasyonun seçimini etkileyen en önemli faktörlerden birisi arklar arası mesafedir. Kemik seviyesi ve oklüzal düzlem arası mesafenin 15 mm'den az olduğu durumlarda metal-porselen türünde bir restorasyon tercih edilebilirken, mesafenin 15 mm'den fazla olduğu durumlarda ise hibrit restorasyonlar önerilmektedir (79).

2.8. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezleri

Osseointegrasyon ilk olarak Bränemark (34) tarafından dental implant yüzeyi ile kemik dokusu arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın, ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt bağlantı olarak tanımlanmıştır. Güncel literatüre göre osseointegrasyon; canlı kemik ve yükleri taşıyan dental implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak kabul edilmektedir (80).

Posterior bölgede kemik hacmi yetersizliği ve mandibular kanal yakınlığı gibi anatomik kısıtlamaların, destek diş/dişlerin eksik olduğu vakalarda yapılan hareketli bölümlü protezlere alternatif tedavi seçeneği olarak, ekonomik koşullar nedeniyle yeterli sayıda dental implantın yapılamadığı vb. vakalarda diş ve dental implantlardan destek alınarak sabit protetik restorasyonların kullanımı gündeme gelmiştir (5).

Laufer ve Gross' un (81) çalışmasında; dental implantların sayısının yetersiz olduğu, bir segmente yerleştirilen iki dental implanttan bir tanesinin başarısız olduğu ve başarısız dental implantın yenilenemediği vakalarda doğal diş-dental implant bağlantılarının gerekebileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Doğal diş–dental implant destekli protezlerde yerleştirilen tek dental implantın daha anteriorda konumlanmış diş veya dişlere bağlanıp protetik restorasyon yapılmasının kısaltılmış ark konseptinin başarısı ile uyum gösterdiği düşünülmüştür (82). Gunne ve ark.'nın (12) on yıl takip ettikleri çalışmasının ve Bragger ve ark.'nın (83) çalışmasının sonuçlarına göre doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Naert'in ve ark.'nın (84) yaptıkları retrospektif çalışmada sadece dental implant destekli protetik restorasyon uygulanan bireylere kıyasla doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyon uygulanan bireylerde üç kat fazla krestal kemik kaybı rapor edilmiştir.

2.8.1. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezlerin Biyomekaniği

Dental implantlarda, kuvvet emici görev gören periodontal ligamentin bulunmayışı sebebi ile implantlar daha fazla kuvvetlere maruz kalmakta ve stresler genellikle kemik ara yüzünde yoğunlaşmaktadır (85). Dental implantlar ve doğal dişlerin farklı hareket davranışı sergilemesi, dental implant ve doğal dişlerin birbirlerinden destek alınarak yapılacak protezlere şüpheyle yaklaşılmasına neden olmaktadır (86).

Dental implantlar ve doğal dişlere gelen kuvvetlerin iletim şeklinin farklı olması doğal diş-dental implant destekli protezlerde kuvvetlerin çoğunun implant tarafından karşılanmasına ve dişlerin implantlara kıyasla daha fazla yer değiştirmesine sebep olmaktadır. Ayrıca bu tip sabit protezlerde kuvvet farklılıklarından dolayı kantilever etkisi ile moment artışı olmaktadır. Bunun sonucunda vida gevşemesi, restorasyonda chipping, dental implantta osseointegrasyon kaybı, dişte mobilite gibi komplikasyonların gözlenmektedir (4).

Dental implant ve doğal diş destekli sabit protetik restorasyonlarda bükülme hareketi sonucunda tek üye gövdeye sahip olan protezin 6 μm hareket ettiği, iki üye gövdeye sahip olan protezin ise 48 μm hareket ettiği bildirilmiştir. Sabit protetik restorasyonun bükülme hareketi doğal diş ve dental implant arasındaki dikey mobilite farkını bir miktar kompanse edebilmektedir (87). Kindberg ve ark'nın (88) çalışmasında, doğal diş ve dental implantın rijit bir bağlantı ile splintlendiği zaman uzun dönemde başarılı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir.

2.8.2. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

Doğal dişler ve dental implantlar arasında biyomekanik farklılıklar nedeniyle bu iki yapıdan destek alınarak yapılacak restorasyonlarda belirli kriterlere dikkat edilmesi gerekmektedir. Dayanak olarak kullanılan doğal dişin prognozuna göre planlama yapılması önemlidir (89).

Doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde kullanılacak dayanak dişin;

1) On yıldan daha uzun süre ağızda kalabilecek prognoza sahip olmalıdır.
2) Dayanak olarak kullanılacak doğal dişin pulpası sağlıklı olmalı; kanal tedavisi uygulanmış ise kanal dolgusu ve apikal tıkanma başarılı olmalıdır.
3) Dayanak olacak doğal diş periodontal olarak sağlıklı olmalıdır ve dişte mobilite olmamalıdır.

4) Doğal diş-dental implant destekli protezlerde oklüzyon lateral kuvvetler gelmeyecek şekilde planlanmalıdır. Çünkü lateral kuvvetler vertikal kuvvetlere kıyasla krestal kemik üzerinde artmış strese sebep olabilir (89).

Doğal dişler ve dental implant destekli sabit protezlerdeki dayanak dişlerin periodontal değerlendirmesi diğer sabit protezlerle benzerlik taşımaktadır. Doğal dişlerdeki hareket, köklerin yüzey alanı ve şekline bağlı olup, tek köke sahip anterior dişlerin periodontal destek alanları posterior dişlere göre daha düşüktür. Bu nedenle, dental implantların anterior dişlerle bağlanmaktan kaçınılması önerilmektedir (79).

2.9. Abutmentler

Protez terimleri sözlüğüne göre abutment, implantın üst kısmında yer alan ve protezin üzerine yerleştirildiği, implant ile protez arasında bağlantı sağlayan bir parçadır. Dental implantın ağız ortamına açılan bölümüne abutment denir (90). Abutmentler dental implant destekli restorasyonların uzun dönem prognozu üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. Abutmentlar üç bölüme ayrılmaktadır (15):

1) Protez ile bağlanan bölüm: Bu kısım proteze bağlı abutment segmentidir.

2) İmplant ile bağlanan bölüm: Bu kısım implanta bağlanan abutment segmentidir.

3) Transgingival bölüm: Bu kısım implantın protez platformunun üzerinde bulunan, dişeti dokusu ile çevrili abutment segmentidir.

Resim 9. Abutmentin bölümleri (15)

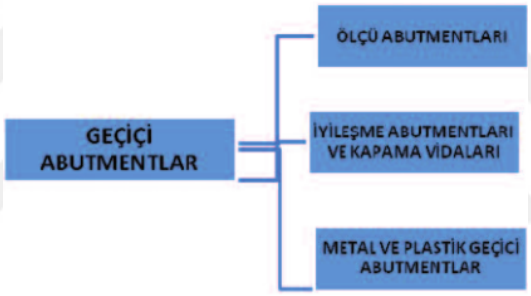
Dental implant destekli restorasyonlarda karşılaşılan mekanik, biyolojik ve estetik başarısızlıklar sıklıkla abutment seviyesinde meydana gelir. Bu problemin üstesinden

gelebilmek için farklı geometrik, farklı bağlantı özelliklerine sahip abutmentlar üretilmektedir. Abutmentler üretildikleri materyal, implant-abutment bağlantısı, abutment-protez bağlantısı ve üretim yöntemine göre sınıflandırılmaktadır (91).

2.9.1. Abutmentlerin Sınıflandırılması

2.9.1.1. Geçici Abutmentler

Cerrahi işlemin ardından iyileşme safhasında yumuşak dokuların şekillenmesi ve daimî restorasyon öncesi estetik parametrelerin değerlendirilmesi amacıyla geçici restorasyonlar yapılmaktadır. Akrilik materyallere retansiyon sağlayabilecek yüzeye sahip olan, prepare edilebilen titanyum veya plastik materyallerden üretilen abutmentlere geçici abutment denir. Geçici abutmentler; ölçü abutmentleri iyileşme abutmentleri ve metal ya da plastik geçici abutmentler olmak üzere 3'e ayrılabilirler (92).



Resim 10. Geçici abutment sınıflaması (92)

2.9.1.2. Daimi Abutmentler

Final restorasyonu için kullanılan daimi olarak yerlerinde kalan abutmentlere daimi abutment denir (92).

2.9.1.2.1. Kullanılan Materyale Göre

2.9.1.2.1.1. Titanyum Abutmentler

Titanyum; güçlü, dayanıklı, düşük moleküler ağırlığa sahip, korozyona dirençli ve biyouyumlu bir materyaldir (15). Distorsiyona olan direnci yüksek materyal stabilitesi ve uzun dönem başarısı ile dental implant destekli protezlerin klinik ömürleri açısından abutment materyalleri içinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Titanyum abutmentler, gri renge sahip olmaları ve dental implant çevresindeki mukozada oluşturdukları gri yansıma nedeniyle estetik açıdan yetersiz kalmaktadırlar (93). Gülme hattının düşük olduğu, kalın

dişeti biyotipine sahip olan, estetik beklentinin fazla olmadığı vakalarda titanyum abutmentler tercih edilebilirler (94).

2.9.1.2.1.2. Seramik Abutmentler

Seramik abutmentler, 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare tarafından estetik amaçlı kullanılmaya başlanmıştır. İlk üretilen seramik abutmentler yoğun sinterize alüminyum oksitten üretilmiştir. Düz silindirik şekle sahip olan bu abutmentlerin freze edilmesi gerekmektedir (95). Daha sonraki yıllarda daha dayanıklı olan, cam infiltre alümina oksit ve yitriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksitten seramik abutmentler geliştirilmiştir (96).

2.9.1.2.1.2.1. Alümina Abutmentler

Geliştirilen ilk seramik abutment alüminyum oksitten üretilmiştir (96). Alümina seramikler 350 GPa elastik modülleri ve ortalama 280 N kırılma dayanımlarıyla sadece anterior bölgedeki tek diş eksikliklerinde kullanılmaktaydı. Bu abutmentler radyografide radyo opak görüntüsü ve düşük kırılma dayanıklığı gibi dezavaNtajları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (97).

2.9.1.2.1.2.2. Zirkonya Abutmentler

Zirkonya, yüksek esneme direnci ve kırılma dayanıklılığı, düşük pörözite, ideal biyolojik uyuma sahip olması sebebiyle günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir (98). Diş hekimliğinde 3 tip zirkonya kullanılmaktadır:

- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (Zirconia toughened alumina/ZTA)
- Parsiyel stabilize zirkonya (Partially stabilized zirconia/PSZ)
- Tek fazlı polikristalin tetragonal zirkonya (Tetragonal zirkonya polikristal seramiği / TZP)

Fiziksel ve mekanik özelliklerinin uygun olmaması ve magnezyum katkılı zirkonyanın özel ısı donanımları ile sinterleme işlemi gerektirmesi nedeniyle parsiyel stabilize zirkonya ve alümina katkılı zirkonya diş hekimliğinde tercih edilmemektedir. Tetragonal yapıdaki zirkonyanın (Y-TZP) yitriyum içeriğine sahip olması ve mevcut seramik sistemlere kıyasla fiziksel olarak daha dayanıklı bir materyal olması nedeni ile diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir. Diş hekimliğinde en sık üç mol yitriyum (Y_2O3) ilaveli tetragonal yapıdaki zirkonya (Y-TZP) tercih edilmektedir. Özellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölgede zirkonya abutment kullanımı avantaj sağlamaktadır (98, 99).

Yapılan araştırmalara göre farklı dental implant sistemlerine ait zirkonya abutmentlerin yükleri karşılama kapasitesinin yeterli olduğu sonucuna varılmıştır (100).

2.9.1.2.1.3. Titanyum ve Zirkonya Abutmentlerin Karşılaştırılması

Titanyum abutmentlerin üzerine simante edilen metal-seramik restorasyonların kırılma direnci zirkonya abutmentlerin üzerine simante edilen restorasyonlardan daha yüksektir. Zirkonya abutmentler, titanyum abutmentlere göre daha düşük kırılma dayanımına sahip olmasına rağmen çiğneme kuvvetlerinin yaklaşık iki katına kadar dayanıklıdır (101). Zirkonya abutmentlerin hem ticari saf titanyuma göre daha az bakteri tutulumu göstermeleri hem de estetik olmaları klinik uygulamada sık tercih edilme nedenleridir. Yapılan bir in-vitro çalışmasında zirkonya abutmentin dental implantın titanyum arayüzünde aşınmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır. Çünkü zirkonya titanyumdan daha sert bir materyaldİr ve fonksiyon sırasında oluşan sürtünme ile aşınmaya neden olmaktadır (102).

2.9.1.2.2. Üretim Şekline Göre

2.9.1.2.2.1. Stok Abutmentler

Stok abutmentler genellikle prefabrik titanyumdan yapılırlar. Bu abutmentler; geçici krona, final krona veya bir köprüye destek olabilirler. Stok abutmentler ile ideal bir çıkış profili ve estetik elde etmek zordur. Dental implantın ideal konumda yerleştirilmiş olması stok abutmentlerin kullanımı açısından oldukça önemlidir (15). İmplant firmalarının çoğu düz ve açılı stok abutmentler üretmektedir. Açılı stok abutmentler pozisyon problemlerini çözmek için farklı açılarda üretilmektedir (92).

Resim 11. Stok abutmenler (15)

Stok abutmentler maliyetinin düşük olması, ağız içinde veya laboratuvarda preparasyona uygun olması gibi avantajlara sahiptir. Restorasyonun hastalar tarafından oral

hijyenin sağlamasının zor olması, yeterli yumuşak doku desteğinin tam olarak sağlanamaması, dental implantın platformu dışında tüm uzunlukları boyunca silindirik tasarımda üretilmesi gibi dezavantajlara sahiptir (103).

2.9.1.2.2.2. Kişiye Özel Abutmentler

Kişileştirilmiş abutmentler, abutmentin transgingival kısmının çıkış profilini ve açılanma problemlerinin düzeltilmesini sağlar (15).

Bu abutmentleri özelleştirmek için üç ana teknik vardır:

1) Frezeleme
2) Manuel modelleme (döküm veya tarama için model oluşturma)
3) Sanal modelleme (sanal ortamda bir model tasarlama) (15)

Resim 12. Döküm UCLA abutment (15)

Kişiye özel abutmentler;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Açılanma probleminin 15 dereceden fazla olduğu vakalarda,
- Standart abutmentin sahip olduğu en fazla boyun yüksekliğinden en az 1 mm daha yüksek boyun yüksekliğine sahip abutmentin kullanılması gerektiği vakalarda,
- İdeal profili yakalamak amacıyla dişlerin ve yumuşak dokunun orijinal kesitsel profillerinin taklit edilmesinin gerektiği durumlarda tercih edilmektedir (92).

2.9.1.2.2.2.1. Kişiye Özel Döküm Abutmentler

Bu abutmentler, alveol kemiğin içinde yer alan dental implantın krestal modülüne hassas olarak oturan standart bir metal kaideden ve bu kaidenin üzerinde yer alan, şekli ve yüksekliği kişiye özel ayarlanabilen dökülebilir plastik bir parçadan meydana gelir. Dökülebilir parça, kazıma ya da mum ekleme yöntemi ile şekillendirilebilir. Modelaj bittiğinde prefabrike metal kaide ile uyumlu bir metal alaşımından döküm yapılır. Kişisel döküm abutmentler prefabrike abutmentlere kıyasla daha uyumlu yumuşak doku desteğine, ideal çıkış profiline ve ideal estetiğe sahiptirler (103).

Stok abutmentler ile karşılaştırıldığında abutment-implant arayüzünde daha zayıf bir uyum göstermeleri, laboratuvar işlemlerinin zaman alıcı ve maliyetinin fazla olması kişisel döküm abutmentlerin dezavantajlarıdır (104).

2.9.1.2.2.2.2. CAD/CAM Kişiye Özel Abutmentler

1990'lı yıllarda dental implantlar için abutment üretiminde CAD/CAM sistemi kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM kişiye özel abutmentler, kişiye özel döküm abutment ve stok abutmentlerin avantajlarını birleştirmektedir (103).

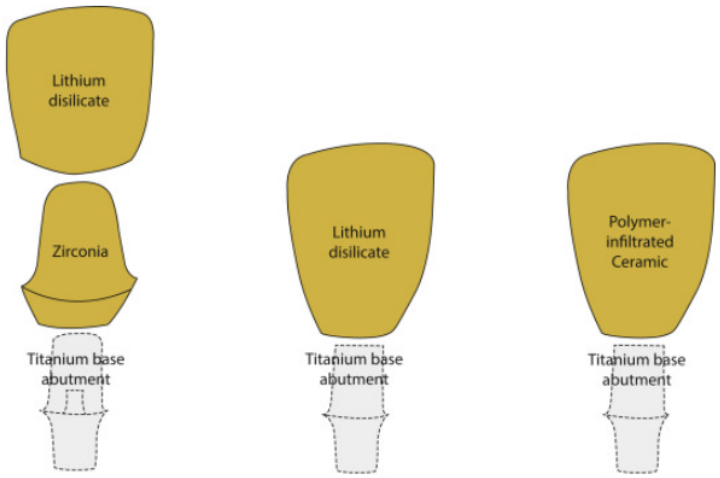
CAD/CAM sistemi ile doğal diş morfolojisine yakın morfoloji elde edilerek yüzey alanı ve implant destekli restorasyonun tutuculuğu da artmaktadır. CAD/CAM kişiye özel abutmentler diğer prefabrike abutmentlere ve kişiye özel döküm abutmentlere göre daha hassas uyuma sahiptirler (104).

2.9.1.2.2.3. Hibrit (Ti-Base) Abutmentler

Hibrit abutmentler CAD/CAM yöntemlerinin gelişmesi ile titanyumun mekanik dayanıklılığı ile seramiğin estetik özelliklerini dikkate alınarak üretilen abutment çeşididir (105).

Hibrit abutmentler stok abutment benzeri titanyum altyapıya sahiptir. Altyapının üzerine yerleştirilen tarama postu ile ağız içi veya laboratuvar tarayıcısı kullanılarak taranarak CAD ünitesinde sanal model elde edilir, tasarım işlemi tamamlanır. Daha sonra CAM ünitesinde özel seramik veya zirkonya bloktan kazıma yöntemi ile restorasyon üretilir. Titanyum alt yapı üzerine üretilen restorasyon ağız dışında, genellikle laboratuvarda simante edilir. Tek parça haline gelen abutmentler implant üzerine vidalanır ve torklanır. Hibrit abument sisteminde implanta temas eden yüzey titanyum olduğu için zirkonya abutmentlerin

neden olduğu implantın boyun bölgesinde meydana gelen aşınmaın ve abutment kırıklarının önüne geçilmiş olunur (106).



Resim 13. Hibrit abutment (107)

2.9.1.2.3. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre

2.9.1.2.3.1. Vida Tutuculu Abutmentler

Abutmenti dental implanta bağlayan vidaya protez vidası veya abutment vidası denir. Vidalar farklı şekillerde, boyutlarda ve farklı malzemelerden üretilebilir (108).

Vida Tutuculu Abutmentlerin Avantajları:

1) Uygulaması kolaydır.
2) Siman artığı yoktur.
3) Herhangi bir problem yaşandığından sökülebilmesini kolaydır.
4) Retansiyon problemine sebep olan kron boyunun kısa olduğu vakalarda tercih edilebilir (108).

Vida Bağlantılı Abutmentların Dezavantajları:

1) Oklüzal yüzeyde vida deliğinin bulması sebebiyle estetiği sağlamak zordur.
2) Vida deliğinin oklüzalde olması ideal oklüzal morfolojinin sağlanmasını zorlaştırır.
3) Pasif uyumun kontrol edilmesi zordur.
4) Vida kırığına ve gevşemelerine karşı daha dirençsizdir (108).

2.9.1.2.3.2. Siman Bağlantılı Abutmentler

Bu tip abutment sisteminde üst yapı ile abutment arasındaki bağlantı siman ile sağlanmaktadır. İmplantın ideal konumda yerleştirilmediği vakalarda, restorasyonun vida deliğinin insizal kenara denk geldiği vakalarda ve oklüzal yüzeyin dar yapılması gereken vakalarda tercih edilir (109).

Siman Bağlantılı Abutmentlerin Avantajları:

1) Oklüzal morfolojinin ve çıkış profilinin elde edilmesi kolaydır.
2) Siman aralığı sayesinde pasif uyum daha iyi sağlanabilir.
3) İdeal oklüzal morfolojiyi sağlamak daha kolaydır.
4) Vida gevşeme ve kırılmasına karşı daha dirençlidir (108).

2.9.1.2.3.3. Vida Tutuculu ve Siman Bağlantılı Abutmentlerin Kıyaslaması

Dental implant destekli tek kron restorasyonlarının 5 yıllık takibi sonucunda siman bağlantılı ya da vida tutuculu abutmentlerin başarısızlık oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (110). Vida tutuculu restorasyonda vida gevşeme riski siman bağlantılı restorasyonlara göre daha fazladır (111). Seramikte meydana gelen kırık riski ise siman bağlantılı abutmentlerde, vida tutuculu abutmentlerden daha fazla bulunmuştur (111). Yapılan bir çalışmada biyolojik komplikasyon oranı siman bağlantılı restorasyonlarda daha fazla görülmüş iken, teknik komplikasyon insidansı ise vida tutuculu restorasyonlarda daha fazla görülmüştür (111).

2.10. Dental implant-Abutment Bağlantı Şekilleri

Yapılan araştırmalar sonucunda dental implant tedavilerinde cerrahi prosedürlerin, biyolojik faktörlerin ve restoratif prensiplerin geliştirilmesi ile birçok vakanın öngörülebilir başarısı mümkün kılınmıştır (112).

Dental implant ve abutment arasında birleşmeyi sağlayan bölüm, “implant-abutment bağlantısı” olarak tanımlanmaktadır (113). Dental implant destekli protetik restorasyonların hayattan kalmasını belirleyen en önemli faktörlerden birisi de implant-abutment bağlantı tipidir (112).

Abutment bağlantılarının geçmişi Branemark’ın dental implantı keşfine dayanmaktadır. Branemark’ın implantı eksternal hekzagonal bağlantıya sahiptir. Bu eksternal hekzagonal bağlantı tasarımının ilerleyen zamanlarda yükseklik ve genişliğinde

çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. İnternal bağlantının keşfedilmesi ile köklü bir değişim yaşanmıştır. Dental implant şirketlerinin kendi internal bağlantı tasarımlarını geliştirmesiyle bağlantı türlerinde çeşitli varyasyonlar ortaya çıkmıştır (15).

Günümüzdeki dental implant-abutment bağlantı tasarımları kısaca aşağıdaki gibi gruplandırılabilir:

- Eksternal dental implant-abutment bağlantı
- İnternal dental implant-abutment bağlantı

2.10.1. Eksternal Dental İmplant-Abutment Bağlantı Tipi

Eksternal bağlantı, dental implantın abutment ile birleştiği bölgede, abutmentin üzerine oturduğu ve kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platforma sahiptir. Bu platformun üzerine, implanta gelen rotasyonel kuvvetlere direnç gösterebilen parçalar eklenir. Bu parçalar rotasyonu önlemek amacıyla hekzagonal ya da oktagonal şekle sahip olabilir (79).

Eksternal Bağlantı Sisteminin Avantajları:

1) İki aşamalı implant cerrahisine uygundur.
2) Üst parçaları kolay değiştirilebilir.
3) Farklı sistemler arası uyumludur.
4) Antirotasyonel mekanizmaya sahiptir (114).

Eksternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları:

1) Geometrik yapının boyutlarına bağlı olarak mikro düzeyde hareket eder.
2) Rotasyon merkezinin yukarıda olması nedeniyle rotasyonel ve lateral hareketlere daha az direnç gösterir.
3) Mikrosızıntı olasılığının diğer bağlantı türelerine kıyasla daha yüksektir (114).

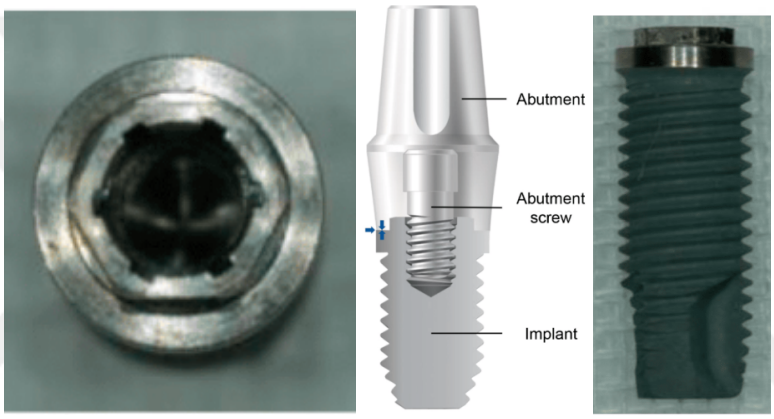
Eksternal bağlantı tipleri geometrik şekillerine göre;

- Eksternal hekzagon bağlantı tipi
- Açılı eksternal hekzagon bağlantı tipi
- Eksternal oktagon bağlantı tipi
- Oluklu eksternal bağlantı tipi şeklinde dört ana başlık altında incelenebilir (112).

2.10.1.1. Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Modern implantolojide Brånemark tarafından benimsenen, ilk bağlantı sistemi eksternal hekzagonal sistemdir (115). Hekzagon geometrik yapının kullanılmasının amacı dental implant-abutment arayüzüne anti-rotasyonel bir özellik kazandırmaktır (15).

Piyasada farklı yüksekliklerde (0.7 mm, 0.9 mm, 1.0 mm, 1.2 mm) hekzagon tasarıma sahip dental implantlar bulunmaktadır (116). Brånemark Sistem (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden) ve Bio-Lok Micro-Lok/ BioHorizons® (BioHorizons, Birmingham, Alabama, USA) bu konsepte sahip implant sistemlerindendir.



Resim 14. Eksternal hekzagonal bağlantı tipine sahip implant (117)

2.10.1.2. Açılı Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Sürtünme kuvvetinden yararlanılarak hekzagon bağlantılar arasına 1,5° koniklik verilerek kilitlenme mekanizmasını oluşturmak amaçlanmıştır. Bu tasarıma sahip olan Paragon Swede-Vent TL (Swede-Vent TL, Paragonal İmplant Co, Encino, CA) implant ve abutment arasındaki uyumu arttırmak için geliştirilmiştir (112).

Resim 15. Swede-Vent TL, Paragonal İmplant Co, Encino, CA (112)

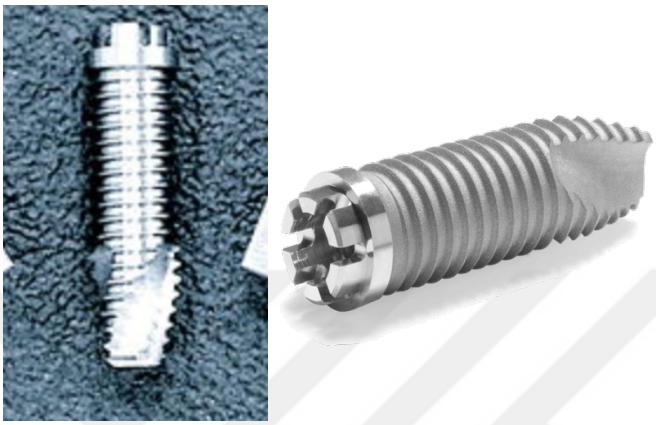
2.10.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi

Eksternal oktagon dental implant-abutment bağlantısı üreticiler tarafından mandibular anterior dişlerin restorasyonunda kullanılmak için tek parça olarak piyasaya sürülmüştür. 3.3 mm veya 3.5 mm'lik dar çaplı ITI Narrow Neck (Institute Strauman AG, Waldenberg, Switzerland) bu konsepte sahip implant sistemlerinden birisidir. Bu bağlantı tipindeki sekizgen yapı 45° rotasyona imkân tanımaktadır. Sekizgen yapının rotasyona ve lateral hareketlere mukavemet göstereceğini üreticiler tarafından iddia edilmiştir. Fakat bu iddiaları destekleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır (112).

Resim 16. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi (118)

2.10.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi

1992 yılında Calcitek (Carlsbad, CA, USA) tarafından geliştirilen bu bağlantı sisteminde dental implantın üzerinde altı tane oluk bulunur ve abutmentteki antagonist parçalarla mükemmel konumsal doğrulukta birleşir ve üst üste sıkıca oturan bir yapı oluşturur (112).



Resim 17. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi (119)

2.10.2. İnternal Dental İmplant- Abutment Bağlantısı

İnternal bağlantı dental implant ve abutmentin marjinal kemiğin altında birleştiği ve abutmentin dental implant gövdesinin içine yerleştiği bir bağlantı tasarımıdır. 1986 yılında 0.5 mm çapında 45° eğimli 1.7 mm derinliğe ve altıgen geometriye sahip ilk internal bağlantılı dental implantlar tasarlanmıştır (120). İnternal bağlantı tasarımı, eksternal bağlantı tasarımında meydana gelen komplikasyonları azaltmak ve daha stabil ara yüz bağlantısı oluşturmak amacıyla geliştirilmiştir (16).

İnternal bağlantı tasarımında proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır. Bu sayede kuvvetlerin direkt vidaya ulaşması engellenmektedir. Abutment vidasında yorgunluğa bağlı oluşan başarısızlıkta azalmış olur. Bu bağlantı tipinde abutment, implantın içerisindeki yuvaya çok yakın bir temas ile yerleşir (120).

İnternal Bağlantı Sisteminin Avantajları:

1) Stres dağılımının eksternal bağlantı tasarımlarına kıyasla daha dengeli olması,

2) Dental implant-abutment bağlantısının daha kolay gerçekleşmesi,

3) Bağlantı bölgesindeki geniş temas yüzeyinin varlığının daha iyi stabilizasyon ve anti-rotasyon özelliği sağlaması,

4) Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeniyle lateral yüklere daha yüksek direnç göstermesidir (114).

İnternal Bağlantı Sisteminin Dezavantajları:

1) Dental implant-abutment bölgesinde dental implantın lateral duvarlarının ince kalması,

2) İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler yaşanmasıdır (114).

İnternal bağlantı tipleri geometrik şekillerine göre (112);

- İnternal hekzagon bağlantı tipi
- On iki köşeli internal hekzagon bağlantı tipi
- İnternal tripod bağlantı tipi
- İnternal oktagon bağlantı tipi

2.10.2.1. İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

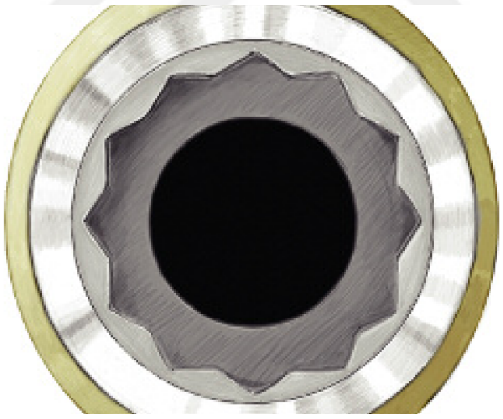
İnternal bağlantılı tasarımlar arasında en sık kullanılan bağlantı tipidir. Dental implantın gövdesinde içeriye girintili bir altıgen yapı bulunmaktadır. Bu tasarımın geometrik yapısının altıgen olması sebebiyle iç açısı 60°'dir. Bu tasarım abutmentin altı farklı şekilde yerleştirilmesine olanak tanır (116).

İnternal hekzagonal bağlantı tipine sahip dental implantlar birçok firma tarafından piyasaya sürülmüştür. Dentsply Friadent firmasının Frialit-2 (Dentsply Implants, Mannheim, Germany) dental implantı, silindirik implant ve internal bağlantının avantajlarını birleştirdiğini iddia etmektedir. Bego firmasının Semados (Bego, Bremen, Germany) internal hekzagonal bağlantı tipine ek olarak implant ekseni boyunca 45°'lik koniklik bulunmaktadır. Üreticiler bu 45° konikliğin mikro hareketleri azalttığını, stabil uyum sağladığını ve kemikte stres birikimini azalttığını iddia etmektedir (112).

Resim 18. İnternal hekzagonal bağlantıya sahip implant (15)

2.10.2.2. On iki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Dental implantlardaki açılanma problemlerini 30°'lik açısı sayesinde çözmeye yardımcı olan ve abutmentin daha rahat konumlandırılmasını sağlayan internal bağlantı tasarım tipidir. İnternal hekzagonal bağlantıyı dengelemek amacıyla on iki köşeli internal hekzagonal bağlantı üretilmiştir. Bu bağlantı tipine sahip dental implantlar 3i İmplant İnc. (Palm Beach Gardens, FL, ABD) firmasında bulunmaktadır (112).

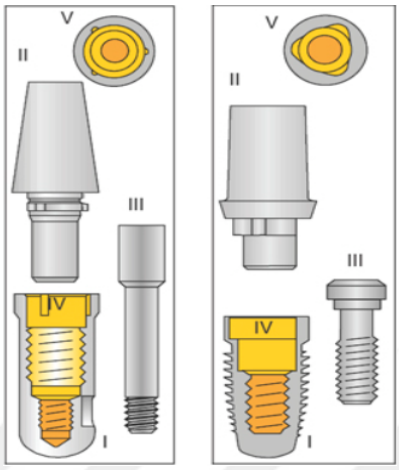


Resim 19. On iki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantıya sahip implant (121)

2.10.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi

Bu bağlantı tipinde dental implant-abutment bağlantısı üçgen geometriye sahiptir. Nobel Biocare (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) tarafından piyasaya sürülmüştür. Bu bağlantı türünün lateral kuvvetlere dirençli olduğu iddia edilmiştir. Bu sistemin en büyük dezavantajı 120°'lık açıya sahip olması sebebiyle sadece üç farklı şekilde abutmentin konumlandırılmasına olanak sağlamasıdır (112).

Camlog implant sistemi (Camlog, Basel, Switzerland), tripod dental-implant abutment bağlantı tipine sahiptir ve iç bağlantısının uzunluğu 5.4 mm'dir. Bu sayede rotasyona karşı dirençli "tüp içinde tüp" etkisine sahip olduğu iddia edilmektedir (112).



Resim 20. Camlog cam tube bağlantısı (122)

2.10.2.4. İnternal oktagon Bağlantı Tipi

İnternal oktagon dental implant-abutment bağlantı tipi 45°'lik açıya sahip olup sekiz farklı abutment konumlandırmasına sahiptir. Fakat sekizgen yapıda dental implantın duvarları incelir ve sekizgen yapı daireye benzer geometrik profil sergilediği için lateral kuvvetlere karşı yeterli direnç gösteremediği bildirilmiştir (123). JDOcta (JD Dental Implants Modena, Italy.) ve Synocta® (ITI, Institute Strauman AG, Waldenberg, Switzerland) bu konsepte sahip implant sistemlerinden birisidir (123).

Resim 21. İnternal oktagon Bağlantı Tipi (123)

2.10.3. Morse Taper (Morse Açılı-İnternal Konikal) Dental İmplant-Abutment Bağlantısı

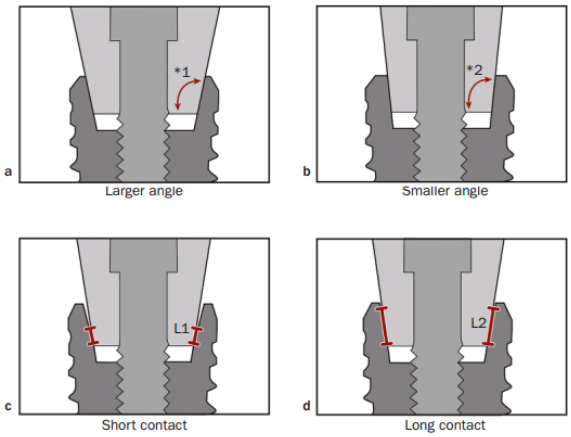
Dental implantolojide Morse taper sistemler, 1864 yılında çeşitli araçlar ve makineler için Stephen A. Morse tarafından özgün olarak geliştirilen bir konsepttir (124).

Mors taper dental implant-abutment bağlantı tipinde implant gövdesinin içinde abutmentin oturacağı konik bir girinti bulunmaktadır. Mükemmel bir şekilde üretilmiş iki koni sıkıca bir araya getirildiklerinde "sürtünme kilidi" ile stabilite oluştururlar (112). Morse taper bağlantının temel prensibi olan “koni içinde koni” sisteminde mükemmel bir şekilde üretilmiş iki koni sıkıca bir araya getirildiğinden dental implant gövdesinin iç duvarları ve abutment arasındaki stabilite artar (124).

Morse taperın derecesi şaftın yarıçapına göre şaft uzunluğunu yansıtan bir yüzde birimidir. Diş hekimliğinde en sık %4-8 koniklik yüzdesine sahip olanlar kullanılmaktadır (15). İnternal bağlantıya sahip olan çoğu dental implant daha yüksek bir koniklik yüzdesine sahip olduğundan gerçek morse taper bağlantı değildir (124).

Schmitt ve ark. (125) tarafından yayınlanan bir derlemede morse taper bağlantı tipinin internal hekzagonal ve eksternal bağlantı tiplerine göre yük altında abutment hareketine ve mikro hareketlere karşı daha dayanıklı bulunduğu bildirilmiştir.

Tüm bunlara rağmen abutmentin dental implanta bağlandığı bağlantı kısmında azalan açı, dental implant duvar kalınlığında azalmaya yol açar (126). Duvar kalınlığında azalmanın olması implantın boyun bölgesinde oluşan ve kemiğe iletilen stres miktarında artışa neden olabileceği rapor edilmiştir (126). Bütün morse taper bağlantıları aynı değildir. Kullanılan açı ve koninin temas uzunluğu değişir ve bu faktörler üreticiler tarafından belirlenir (124).



Resim 22. Mors taper bağlantılarında (a, b) taper açısı ve (c, d) temas uzunluğunun farkı. (b) Daha küçük bir açıya sahip bir bağlantı, (a) daha büyük bir açıya kıyasla bağlantının stabilitesini etkileyebilir. Benzer şekilde, (d) uzun temaslı bir bağlantı, (c) kısa temas uzunluğuna kıyasla bağlantının stabilitesini etkileyebilir (124).

8° Morse taper veya konik bağlantı kavramı ilk ITI grupta (Strauman AG, Waldenberg, Switzerland) tarafından piyasaya sürmüştür. 8° MorsE taper bağlantılı dental implantları pazarlayan diğer üreticiler; Avana (Busan,Korea) ve Ankylos (Degussa Dental, Hanau-Wolfgang, Germany) sistemleridir (112). Astra Tech tarafından pazarlanan 11° Morse taper yuvarlatılmış kanallı bağlantı tipinde abutment implanta 11° açılı konik bağlantıyla sıkıca bağlanır (127).

Morse Taper Bağlantı Sisteminin Avantajları:

1) Morse taper dental impant-abutment bağlantısında bulunan mikro boşluk boyutunda belirgin bir azalma mevcuttur.

2) Suprakrestal olarak yerleşime sahip olması sebebiyle peri-implantitis oluşma ihtimali azalmıştır.

3) Oklüzal kuvvetlere bağlı dental implant üzerinde oluşan mikro hareketler azalmıştır.

4) Morse sistemi sayesinde implant ve vida arasındaki tork stabilizasyonu yüksektir (127).

2.11. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Materyaller

Dental implant tedavisinde uzun dönem başarıya etki eden faktörlerden birisi de protetik üst yapıdır (128). Dental implant üstü sabit protezlerde kullanılan restoratif materyaller; metal destekli porselen restorasyonlar, tam seramik ve rezin matriks seramiklerdir. Günümüzde sabit restorasyonlarda en çok tercih edilen metal destekli porselenler sistemlerdir. Estetik beklentilerin artması ve bazı metal alaşımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar sebebiyle tam seramik restorasyonların kullanımı da artmıştır (129).

2.11.1. Tam Seramikler

Seramik bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (130). Seramikler diş hekimliğinde ilk kez 1774 yılında tam protezler için seramik dişlerin üretilmesiyle kullanılmaya başlamıştır (129).

1962'de Weinstein tarafından metal destekli seramik restorasyon yapım yöntemleri geliştirilmiştir. 1965 yılında porseleni güçlendirmek amacıyla %40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave eden McLean ve Hughes metal desteksiz seramik restorasyon üretimini gerçekleştirmiştir (129).

1984'lu yıllarda, yeni refraktör day (ısıya dayanıklı day) yöntemi olan ve %70 Alümina (Al_2O_3) içeren sistem geliştirilmiştir. 1989 yılında slip-casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapıyı cam infiltrasyonu ile güçlendirmiştir. 1990'larda ise basınç ile şekillendirilen cam seramikler geliştirilmiştir (131).

Daha sonra yüksek kırılganlık gösteren bu restorasyonların fiziksel özelliklerinin arttırılması için lityum disilikat ile güçlendirilmiş, preslenebilir cam seramik sistemler geliştirilmiştir (132).

Zirkonya ilk olarak 1990'ların başında CAD-CAM teknolojisi ile tanıtılmıştır (133). 2002 yılında yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar piyasaya sunulmuştur (133). Son yıllarda ise yüksek dolduruculu organik matriks içeren rezin matriks seramiklerin kullanımı gündeme gelmektedir (134).

2.11.2. Seramiklerin İçeriği, Kimyasal Yapısı ve Mekanik Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, merkezdeki silisyum atomunun çevresindeki dört oksijen atomuyla kimyasal bağ yapmasıyla meydana gelen silisyum tetrahedradan

(SiO_4) oluşmaktadır. Seramikler cam fazdaki iyonik ve kovalent bağlar sayesinde sertlik, ısıya dayanıklılık, stabilite, yüksek young modülü gibi avantajlara sahiptirler (135). Dental seramiğin direncini ve kırılma tokluğuna karşı dayanıklılığının artmasında kristal yapının yoğunluğu önemlidir. Yoğun kristalin içeriğine sahip alt yapılar porselen üst yapılar ile kaplanabilmektedir. Fakat bu durum, restorasyonlarda veneer kırıklarının ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Yapılan klinik çalışmalarda tam seramik restorasyonlarda metal destekli sabit restorasyonlara göre daha fazla veneer porselen kırıkları bildirilmiştir (136).

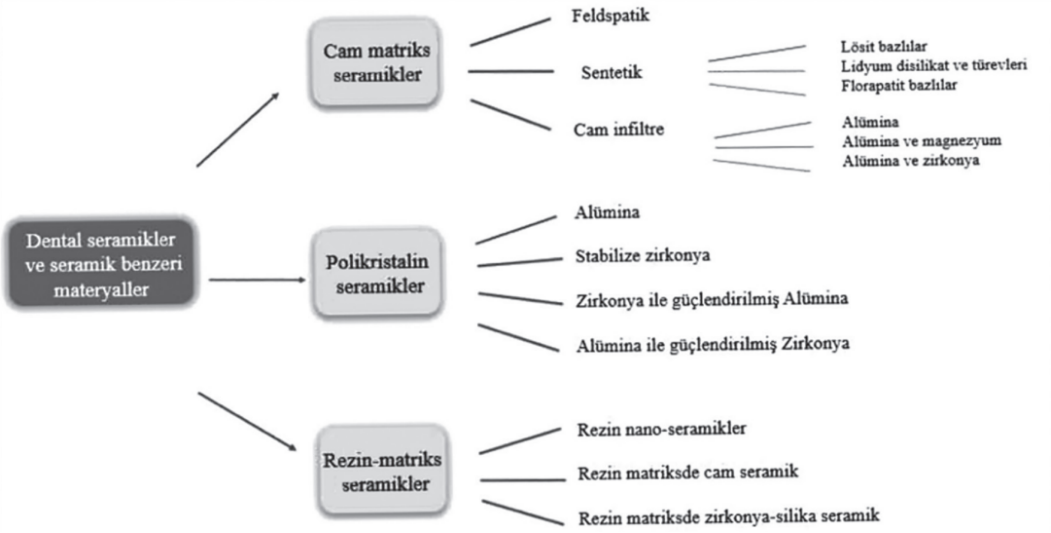
Dental seramiklerde veneer porselen kırıklarının sebepleri:

1) Veneer porselenin hazırlanmasında porözite meydana gelmesi,
2) Kor ve veneer porselenin ısısal genleşme kat sayısının farklı olması,
3) Fırınlama sırasındaki hızlı ısı artışı,
4) Kor yüzey bitirme işleminin hatalı yapılması,
5) Veneer porselenin kırılma tokluğunun düşük olması olarak sıralanabilir (137).

Veneer porselen kırıklarının engellenmesi amacıyla tüm restorasyonun tek parça halinde preslenmesi ya da millenerek tek parça (monolitik) olarak üretilmesi düşülmüştür (99, 138).

2.11.3. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikler için birçok sınıflama yapılmıştır. En sık kullanılan sınıflamalar; fırınlama ısılarına, yapım tekniklerine, mikro yapılarına göre yapılan sınıflamalardır. Mikro yapılarına göre 3 ana başlığa ayrılmıştır: Cam matriks seramikler, Polikristalin seramikler, Rezin-matriks seramikler (134).



Resim 23. Seramiklerin mikro yapılarına göre sınıflandırılması (134)

Polikristalin seramikler ise;

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- Alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört başlığa ayrılmıştır (134).

2.11.3.1. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler ince grenlere sahip kristalin bir yapıdadır. Bu yapı materyalin kırılma sertliğini ve dayanıklılığını artırırken translüsensinin ise düşmesine sebep olur. Bu nedenle materyalin estetik özellikleri çok iyi değildir (134).

2.11.3.1.1. Alümina Seramikler:

Alümina seramikler Nobel Biocare firması tarafından %99.5 oranında Al_2O_3 içeren CAD/CAM materyali olarak tanıtılmıştır (139). Materyal kırılmaya yatkındır. Stabilize zirkonya gibi gelişmiş mekanik özeliklere sahip seramiklerin piyasaya sürülmesi ile alümina seramiklerin kullanımını azaltmıştır (134).

2.11.3.1.2. Stabilize Zirkonya Seramikler:

Zirkonya; monoklinik (M), tetrogonal (T) ve kübik (K) olmak üzere üç ana formu vardır. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. 1170 ºC'ye kadar

monoklinik fazda stabil kalmaktadır. 1170 ºC ile 2370 ºC arasında tetragonal fazda bulunurken 2370 ºC ve üzerinde ise kübik faza geçmektedir (139).

Tetragonal faz yarı kararlı fazdır. Seramik yüzeyinde meydana gelen mekanik uyaranlar sonucunda monoklinik faza dönüşebilir (140). Monoklinik fazın kristal boyutları tetragonal fazdan daha büyüktür. Çatlağın ucunda meydana gelen stresler, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetikler. Bu dönüşüme fazlar arasındaki kristal boyut farklılığından kaynaklı hacimce yaklaşık %4'lük bir artış eşlik eder. Hacimce artış çatlağın ucundaki sıkıştırma stresini indükler ve dönüşüm sırasında enerji dağılır. Çatlak ilerlemesini engelleyen bu mekanizmaya transformasyon (dönüşüm) sertleşmesi denir (141, 142). Bu dönüşüm sertleşmesinin pratikte kullanılabilir olması için tetragonal ve kübik fazların oda ısısında stabilize olması gerekmektedir. Saf zirkonyaya; yitriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerin ilave edilmesi bu fazlardan herhangi birini kısmen veya parsiyel olarak stabilize eder (140).

Zirkonya seramikleri mikroyapılarına göre;

- Tam stabilize zirkonya (FSZ),
- Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ),
- Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak sınıflandırabililirler (143).

Zirkonya seramikler, hem veneerlenerek protetik altyapı materyali olarak kullanılabilir hem de monolitik zirkonya restorasyonlar olarak hazırlanabilirler (134). Zirkonya seramiklerin altyapı olarak kullanılacağı restorasyonlarda gözlemlenen en sık başarısızlık veneer porselen kırıklarıdır (144). Bu tip kırıkların nedenleri arasında veneer porseleni ile zirkonya alt yapının termal genleşme katsayısı farkı, veneer porseleninin kalınlığı, porselendeki pörozite, alt yapı tasarımı ve fırınlama esnasında porselende görülen büzülme sonucu chipping yer almaktadır (145, 146). Monolitik zirkonya restorasyonlar kron boyunun kısa olduğu ve oklüzal mesafenin azaldığı durumlarda, tam ağız restorasyonlarda, posterior kron ve köprülerde kullanılabilirler (147, 148).

Monolitik zirkonya restorasyonların, zirkonya alt yapılı restorasyonlara göre bazı avantajları vardır (147, 148):

1) Veener porselen kırıkları elimine edilmiştir.

2) Zirkonya, karşıt doğal dişler üzerindeki aşındırma etkisi porselen kadar değildir.

3) Veneerleme işlemi yapılmadığı için laboratuvar protokolleri daha kolay ve ekonomiktir.

2.11.3.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler

Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize kalması ve alüminanın orta derecede dayanıklılık göstermesi sebebiyle araştırmacılar tarafından mikro veya nano ölçekte yapıya sahip zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA), alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) gibi materyalleri geliştirilmiştir (149, 150). Zirkonya ile güçlendirilmiş alüminanın ağırlıkça>%50 Al, alümina ile güçlendirilmiş zirkonyanın ise ağırlıkça >%50 Zr içermesi gerektiği bildirilmiştir (151).

2.12. Biyomekanik

Dental implantların çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve kuvvetlerin mekanik dengeyi sağlayacak şekilde iletilmesi dental implant başarısında ve osseointegrasyonun devamlılığı için son derece önemlidir. Dental implant destekli sistemlerin uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktör biyomekaniktir (152). Biyomekanik, fonksiyon ve yapı arasındaki ilişkiyi araştırmak için mekanik prensipler içerisinde uygulanan kuvvetler sonucunda biyolojik dokuların verdikleri yanıtlarla ilgilenen multidisipliner yaklaşımdır (152).

Dental implant tedavilerinin başarısında, kemiğin hacmi ve yoğunluğu, dental implantın alveolar kemikteki konumu, dental implant tasarımı ve mekanik özellikleri, dental implant-abutment bağlantı tipi, üzerine yapılacak protezin tipi ve kullanılan materyal gibi biyomekanik faktörler etkilidir. Geç dönem dental implant kayıpları, protetik restorasyonun yapımından sonra meydana gelmektedir ve sıklıkla biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir (153). Biyomekanik komplikasyonlar dental implant destekli protezlerde gözlenen komplikasyonlar arasında literatürde en sık raporlanan komplikasyonlardandır (76).

2.12.1. Oklüzal Kuvvetler

Restorasyonlar üzerine gelen kuvvetler destek doğal dişler ya da dental implantlar aracılığıyla kemiğe iletilirler (85). Doğal dişler periodontal ligament sayesinde kuvvetleri karşılayıp yumuşatabilirken, dental implantlarda periodontal ligamentin olmaması sebebiyle kuvvet direkt olarak kemiğe iletilir. Dental implant-alveolar kemik arayüzünün korunmasında oklüzal kuvvetlerin önemli bir rolü bulunmaktadır (154).

Kemiğe iletilen kuvvetler belirli limitler dahilinde olduğunda kemikte yapım ve yıkım denge halindedir. Wolff Kanunu'na göre kemik yoğunluğu ve kemik trabekülerinin organizasyonu yükleme kuvvetlerinin yarattığı baskı ve çekme streslerinin büyüklüğü ve yönü ile ilişkilidir (155). Kemiğe uygulanan 1-2 MPa yük 50–100 mikrogerinim'e, 60 MPa yük 3000 mikrogerinim'e, 120 MPa'lik yük ise 25.000 mikrogerinim'e neden olmaktadır. Wolff Kanunu'na göre kemik, üzerine gelen 3000 mikro gerilim kadar olan gerinim miktarını tolere edilebilir. Bu sınır değerinin üzerinde alveolar kemikte yıkım ve fraktür olabileceği bildirilmiştir. Bu sebeple oklüzal kuvvetlere maruz kalan dental implantların, alveolar kemiğe en fazla 3000 mikro gerilim iletmesi istenmektedir (156). Alveolar kemik üzerine yeterli kuvvetin uygulanmaması sonucunda (100-300 mikro gerilim aralığının altındaki gerilimlerin) kullanılmama atrofisi gelişerek kemik kayıpları gözlenebilmektedir (156).

Çiğneme kuvvetleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda kuvvetler ile ilgili farklı sonuçlar bulunmuştur. Doğal dişli bireylerde oluşan oklüzal kuvvet miktarı keser-premolar bölgesinde 176 N ile 229 N arasında, molarlar bölgesinde ise 383 N ile 880 N arasında değiştiği gözlenmektedir(157). Ferrario ve ark.(158) yaptıkları çalışmada, doğal dişlerin ısırma kuvvetlerini, kesici dişlerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda ise 234-306 N olarak bulmuşlardır. Başka bir çalışmada oluşan kuvvetlerin premolarda 288 N, molarlarda 390-800 N (ortalama 565 N) olduğu bulunmuştur (31).

Dental implant destekli sabit protezler, doğal dişleri olan bireyler gibi benzer kuvvetlere maruz kalmaktadır. Basit bir oklüzal temas üç boyutta (oklüzo-apikal, mezio-distal, bukko-lingual) iletilen oklüzal kuvvetlerden oluşmaktadır (76). Dental implantlar üzerine gelen bu kuvvetler genellikle birden fazla eksen üzerinden iletilmekte olup nadiren implantın uzun aksına paraleldir. Dental implantın uzun aksı boyunca iletilen kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir. Dental implantın uzun aksına açılı olarak uygulanan kuvvetler bükülme momenti oluşturmaktadır. Bu da hem dental implantı çevreleyen alveolar kemikte hem de dental implantta oluşan stres seviyelerinde artışa sebep olmaktadır. Osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır (73, 159).

2.13. Kuvvet Analizleri

Bir cisme etki eden kuvvetlerin cismin yapısında meydana getirdiği stresi belirlemek ve bu kuvvetlerin etkilerini değerlendirmek amacıyla yapılan analizlere Kuvvet analizi denir (160).

2.13.1. Kuvvet Analizi Yöntemleri

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvetlerin cisim üzerinde yoğunlaştığı bölgelerin analizine olanak tanıyan ve böylece cisimlerin stres altındaki davranışlarının incelenmesini sağlayan analiz yöntemleridir (161). Kemikte, dental implantlarda ve uygulanan restorasyonlardaki stresleri incelemek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar (162):

- Fotoelastik stres analizi yöntemi
- Gerinim ölçer ile stres analizi yöntemi
- Kırılgan vernikle kaplama stres analizi yöntemi
- Holografik interferometreyle stres analizi yöntemi
- Termografik stres analizi yöntemi
- Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.13.1.1 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik analiz yöntemi, yarı saydam cisimlerin içinden geçen polarize ışığın ikiye ayrılması prensibine dayanarak, ışığın cisimden geçtiğinde değişik hızlardaki dikey titreşimlere dönüşmesi sonucunda Polariskop aletleri ile bu titreşim farklarının izlenmesidir (162, 163).

2.13.1.2. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer analizi, uygulanan yükler altında, cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklerinin değerlendirildiği, iletken direncindeki değişimin göz önünde bulundurularak uygulanan kuvvetin miktarının ölçüldüğü bir yöntemdir (164).

2.13.1.3. Kırılgan Vernikle Kaplama Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik homojen olarak uygulandıktan sonra model fırınlanmaktadır. Daha sonra model üzerine kuvvetler

uygulanarak vernik kaplama üzerinde oluşan çatlaklar ve kuvvet hattının doğrultusu incelenmektedir (162).

2.13.1.4. Holografik İnterferometre ile Stres Analizi Yöntemi

Holografik yöntem, lazer ışığı kullanılarak elde edilen üç boyutlu görüntüler sayesinde, cisimlerin yüzeyindeki en küçük deformasyonları nanometre boyutunda algılanarak görünür ışın saçaklarına dönüşmektedir. Oluşan ışın saçaklarının şekli, yönü ve saçaklar arası mesafe değerlendirilerek cisimde oluşan değişiklikler incelenebilmektedir (162).

2.13.1.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde "homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır" hükmünü esas almaktadır. Dental implantların statik yüklenmesi esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik frekansa ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda bu yöntem kullanılmamaktadır (162).

2.13.1.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem bilgisayar donanımları yardımıyla materyal ile herhangi bir bağlantı olmadan verilerin iletilmesi prensibiyle çalışır. Gerilimölçer üzerinde oluşan direnç farkları, voltaj düşmelerine neden olur ve radyo elementlerin frekanslarını etkilemektedir (31).

2.13.1.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

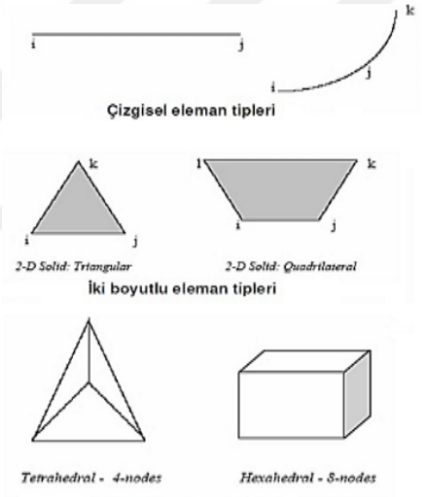
Sonlu elemanlar stres analizi ilk defa 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, elektromanyetik analiz, gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir (165). Bu analiz yöntemi diş hekimliğinde implantoloji alanında ise ilk defa 1976 yılında Weinstein ve ark. (166)tarafından kullanılmıştır. Sonlu eleman analizi çalışma prensibi karmaşık geometriler ve basit analitik sonuçlar ile çözülemeyen durumlar içeren sistemleri daha küçük ve daha basit alanlara bölmektedir. Sonlu elemanlar analizine başlarken ilk adım incelenecek cismin bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme teknikleri kullanılarak üç boyutlu modelinin hazırlanmasıdır (167).

Modellemeden sonra bu karmaşık geometrideki modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Kuvvet dağılımının her eleman için ayrı bir

şekilde değerlendirilmesi ve daha hassas bir analiz gerçekleştirilmesi için daha küçük ve fazla eleman sayısı önerilmektedir (165).

Sonlu elemanlar stres analizinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır (168):

- Çizgisel Elemanlar (1D Line Elements): Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.
- İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Yassı yüzeye sahip bir geometrisi bulunan, sabit kalınlıkta ve genel olarak üçgen veya eşkenar yamuk şekline sahip, üç veya dört düğüm noktasına sahip elemanlardır.
- Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir.



Resim 24. Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri (169)

Sonlu elemanlar stres analizinde elemanlar arasındaki köşelerin temas noktası düğüm (node) ve bu noktalar bir araya gelerek oluşan ızgaraya benzer yapı ağ (mesh) olarak adlandırılmaktadır. Ağ (mesh) olarak adlandırılan bu yapının bir materyale uygulanması planlanan kuvvetlere karşı materyalin ne şekilde cevap vereceğini belirlemektedir (165). Cismin elemanlara bölünmüş haline matematiksel model denir. Sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin ‘elemanlara’ bölünme işlemine ‘Ağ yapısı oluşturulması’, ‘Mesh Generation’ denilmektedir (165). Bir sonraki aşamada modele ait kullanılan materyale özgü elastisite modülü, Poisson oranı ve cismin hangi noktalardan sabitlendiği

gibi sınır koşulları tanımlanmaktadır. Bu koşullar daha sonra materyal üzerine uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenerek analiz uygulanmaktadır (165). Analiz sonucunda her nesnenin alt elemanları çözümlenmektedir. Böylece elde edilen veriler yorumlanmakta ve sonuca ulaşılmaktadır. Bu işlemler bilgisayar programları aracılığıyla yapılmaktadır (165). Sonlu elemanlar stres analizi yorumlanırken kemik ve implantın detaylı geometrik yapısı, materyal özellikleri, sınır koşulları, kuvvet özellikleri, implant-kemik ara yüzeyinin özellikleri gibi faktörler analizin sonuçlarını doğrudan etkilemektedir (165).

Birçok analiz yöntemine alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan nitelikleri ise (161);

1) Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişken olması sebebiyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilir.

2) Sınır şartları kolayca uygulanabilir.

3) Değişik geometrik ve malzeme özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.

4) Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.

5) Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.

Sistemin dezavantajları ise; objelerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği ve malzeme parametreleri (izotropi, young modülü) ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir (161).

2.13.2. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

Kuvvet analizi yöntemlerini incelemek için analizler sırasında kullanılan kavramların göz önünde bulundurulması gerekmektedir (161).

2.13.2.1. Gerilme (Stres)

Mekanik stres, kuvvetin belirli bir alan üzerindeki dağılımının şekli olarak tanımlanmaktadır ve ölçü birimi Paskaldır ($P=N/m^2$). Diş hekimliğinde MPa gerilme birimi olarak daha çok kullanılmaktadır (161).

$$\sigma \text{ (gerilim)} = F\text{(kuvvet)} / A\text{(yüzey)} \quad (161)$$

Yukarıdaki denkleme göre stresin yoğunluğu kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı kesit alanına bağlıdır. Fazla stres değerleri oluşturmamak için kuvvetlerin daha geniş alana

yayılması gerekmektedir. Dental implantlara iletilen kuvvet yoğunluğu eksen dışı yüklemelerin azaltılması ile düşürülebilmektedir (161).

2.13.2.2. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet uygulama noktası, büyüklük ve uygulama yönü özellikleri ile ifade edilir. Kuvvetin birimi 'Newton' (N) dur (170).

2.13.2.3. Gerinim (Strain)

Gerinim bir cismin fiziksel olarak elastik veya plastik deformasyonudur. Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin boyutunda oluşan birim uzunluktaki değişiminin cismin ilk boyuna oranıdır (161).

Bir cisim üzerine uygulanan stres ortadan kalktığında cisim eski haline dönüyorsa elastik gerinim; şekil değişiklikleri oluşuyorsa plastik gerinim oluşmaktadır. Tüm cisimler uygulanan kuvvetler altında elastik veya plastik deformasyona uğramaktadır. Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı kavramlardır. Fakat kuvvet karşısında bir cisim üzerinde gerilim oluştuğu zaman gerinim de oluşmaktadır. Gerilim büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (171).

2.13.2.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısıyla elastiklik modülleri daha yüksektir. Cisimlerin katılıklarının gerilme anında şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri dirençtir (172).

Elastiklik Modülü= Gerilme/gerinim (Hooke Kuralı)

2.13.2.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Poisson oranı bir cismin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranıdır. Elastik sınırlarda lateral gerinimin aksiyal gerinime oranlanmasıyla elde edilmektedir ve ν ile sembolize edilmektedir (169).

Poisson oranı materyaller için 0 ile 0.5 arasında bulunmaktadır. Mükemmel izotropik elastik bir malzeme için Poisson oranı 0.5 olarak kabul edilmektedir. Çekilebilir özelliği olan materyallerde bu oran büyür. Poisson oranının birimi bulunmamaktadır (171).

2.13.2.6. Akma Noktası (Yield Point)

Son elastik deformasyon noktası bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabileceği en yüksek gerilme değeri olarak tanımlanmaktadır ve gerilim/gerinim eğrisinde orantının bozulduğu noktadır. Uygulanan kuvvet bu noktadan önce kaldırılırsa materyal eski haline dönebilir (169).

2.13.2.7. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Üç asal eksen yönünde (x,y,z) farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir (173). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahip olmaktadır. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastiklik modülüne sahip olmaktadır (173).

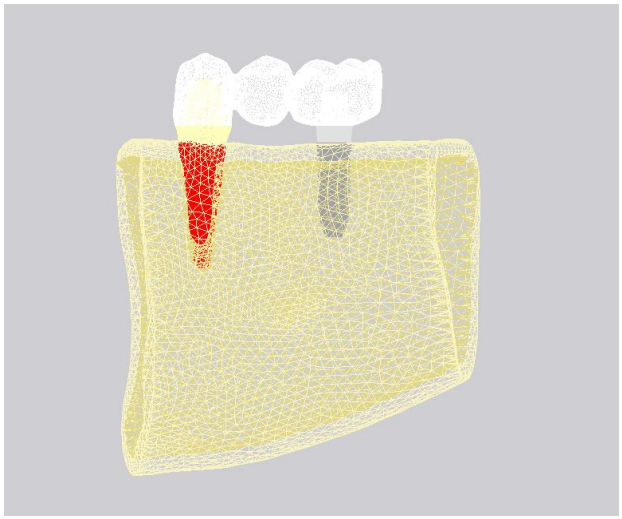
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabili Dalı'nda Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nin katkılarıyla gerçekleştirilmiştir. Çlışmamızda bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulan çene kemiğinde doğal diş 44 numaralı diş bölgesine, dental implant ise 46 numaralı diş bölgesine sanal olarak yerleştirilmiştir (Resim 24).

Kullanılan titanyum dental implantların çapı 4.0 mm, uzunluğu ise 11.5 mm'dir. Tüm modellerdeki dental implantların boyu, yiv özelliği, implant yüzey işlemi ve çapı sabit tutulmuştur. Farklı senaryolarda implantların sadece implant-abutment bağlantı tasarımı değiştirilmiştir. Bağlantı tasarımı olarak eksternal hekzagonal bağlantıya sahip branemark [Brånemark System® Mk III (Groovy Nobel Biocare AB Co., Goteborg, Sweden)], internal hekzagonal bağlantıya sahip tapered screw-vent [Tapered Screw-Vent® Dental Implant (Zimmer Dental Inc, Carlsbad, Calif)], morse taper bağlantıya sahip densply ankylos [Dentsply Ankylos (DENTSPLY Implants Manufacturing GmbH, Mannheim, Germany)] dental implantlar belirlenerek bu implantların sadece iç tasarımları temel alınmış (implant yiv tasarımı, uzunluğu, çapı sabit tutulmuş olup) ve bu tasarımlar modifiye edilip yeni tasarımlar modellenmiştir.

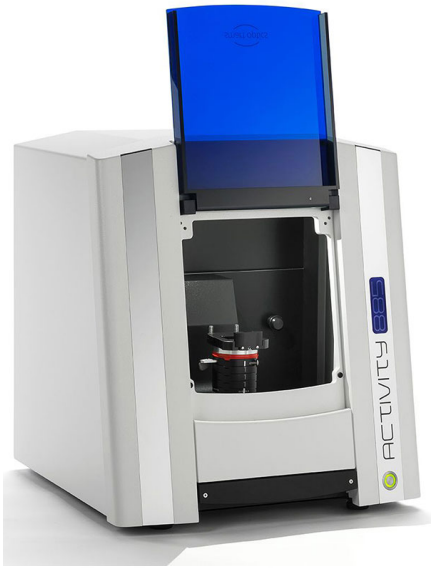
Abutment materyali olarak çalışmamızda titanyum abutment, zirkonya abutment, hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler modellenmiştir. Üç üyeli protetik üst yapı olarak monolitik zirkonya modellenmiştir. Uygulanacak kuvvet, doğal çiğneme kuvvetleri temel alınarak vertikal ve oblik kuvvetler olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda dokuz farklı doğal diş-dental implant destekli sabit protez modelini ve iki farklı kuvvet vektörünü içeren toplam on sekiz senaryo incelenmiştir. Bu senaryolarda doğal diş, protez, dental implant, abutment ve bağlantı vidasında oluşan Von Mises stresleri ile trabeküler kemik ve kortikal kemik üzerinde oluşan Von Mises stresler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Analizde abutment ve kemik modellenirken kuvvet dağılımına etkisi göz ardı edilebilecek kadar küçük olduğu için modellere siman ve ağız mukozası dahil edilmemiştir (174, 175).



Resim 25. Doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protez ve kemik modeli

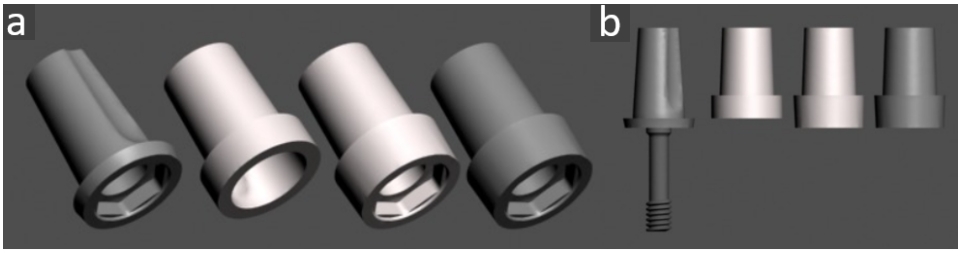
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 (WA, USA) işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Resim 25) ile Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç 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 programlarından yararlanılmıştır.



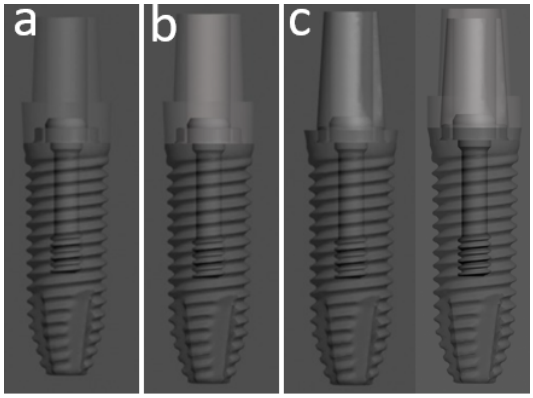
Resim 26. Activity 880 3D Optik Tarayıcı

3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması

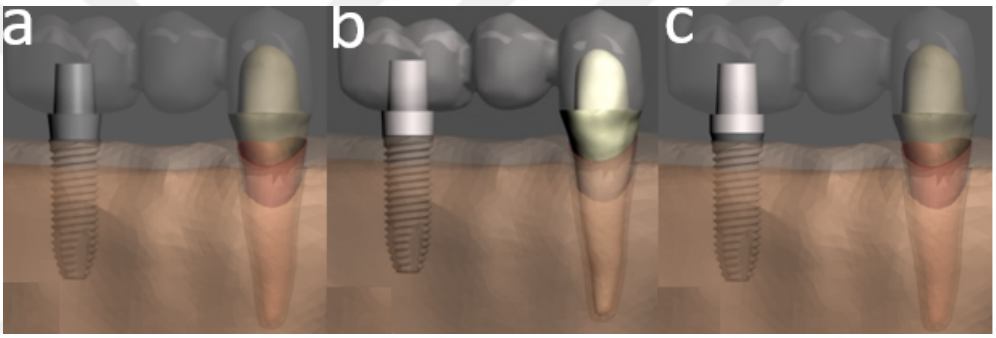
Bu çalışmada dokuz farklı model oluşturulmuş ve her modele iki farklı yükleme koşulu uygulanmıştır. Titanyum, zirkonya ve hibrit (ti-base zirkonya) abutment olmak üzere üç farklı abutment materyali ve eksternal hekzagonal, internal hekzagonal ve morse taper olmak üzere üç farklı implant-abutment bağlantı tipi modellenmiştir.



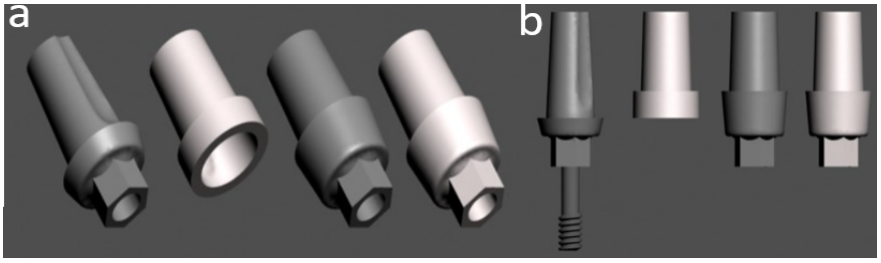
Resim 27. a-b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base, zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment modellerin görüntüsü



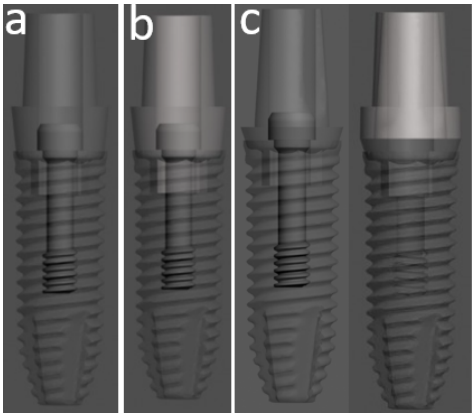
Resim 28. a) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü**,** b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü



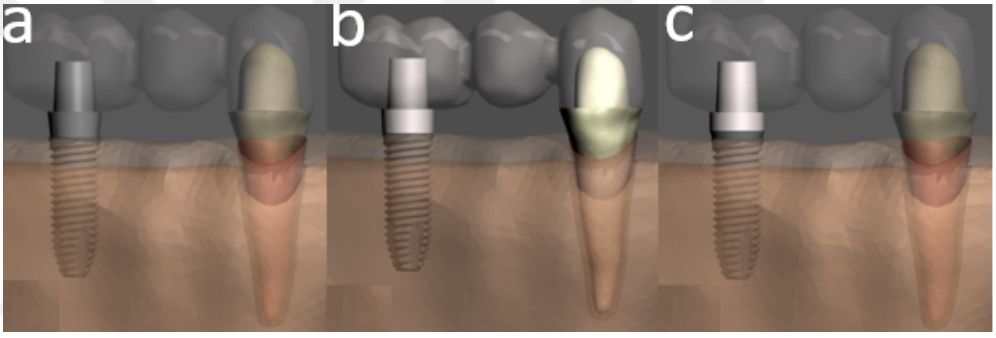
Resim 29. a**)** Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü



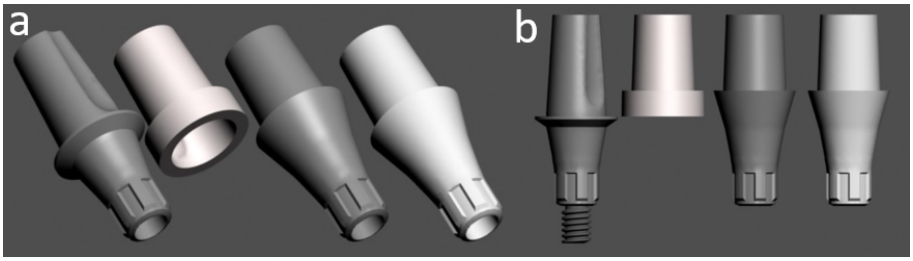
Resim 30. a-b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment modellerinin görüntüsü



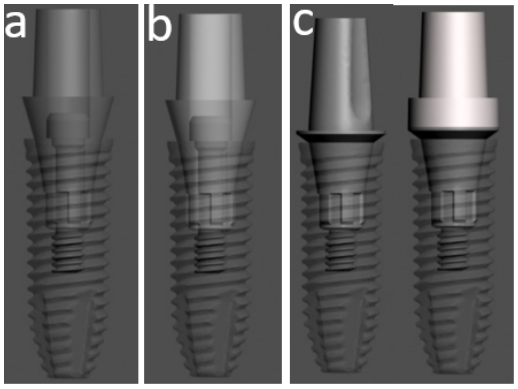
Resim 31. a) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü



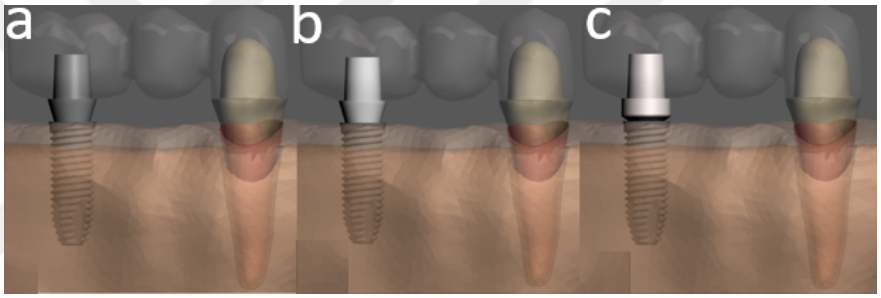
Resim 32. a) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü



Resim 33. a-b) Morse taper bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya), zirkonya abutment, titanyum abutment modellerinin görüntüsü



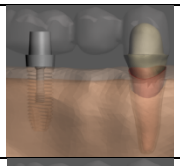
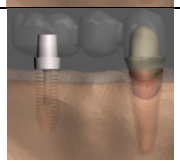
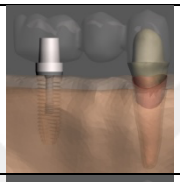
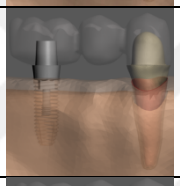
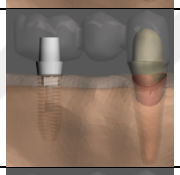
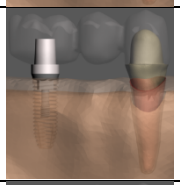
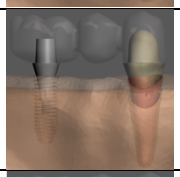
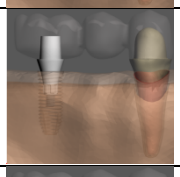
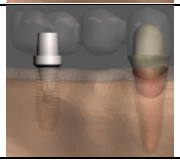
Resim 34. a) Morse taper bağlantıya sahip titantum abutment görüntüsü, b) Morse taper bağlantıya sahip zirkonya abutment görüntüsü, c) Morse taper bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment görüntüsü



Resim 35. a) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, titanyum abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, b) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, zirkonya abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü, c) Morse taper bağlantıya sahip dental implant, hibrit (ti-base zirkonya) abutment ve doğal dişten destek alınan köprünün görüntüsü

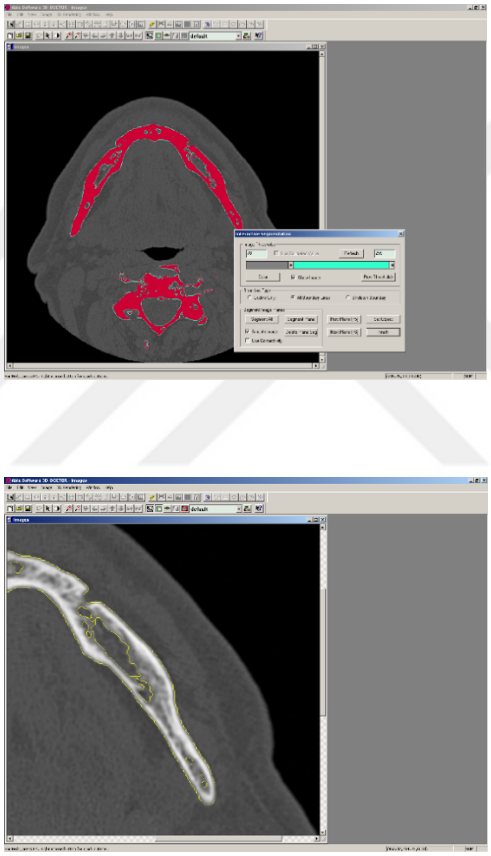
Araştırmada incelediğimiz farklı senaryolar için dijital modeller Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller

MODEL	MODEL GÖRSELİ	İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI TİPİ	ABUTMENT MATERYALİ
MODEL 1 (EH-Ti)		Eksternal Hekzagonal Bağlantı	Titanyum Abutment
MODEL 2 (EH-Zr)		Eksternal Hekzagonal Bağlantı	Zirkonya Abutment
Tablo1devamı			
MODEL 3 (EH-H)		Eksternal Hekzagonal Bağlantı	Hibrit (Ti-Base Zirkonya) Abutment
MODEL 4 (İH-Ti)		İnternal Hekzagonal Bağlantı	Titanyum Abutment
MODEL 5 (İH-Zr)		İnternal Hekzagonal Bağlantı	Zirkonya Abutment
MODEL 6 (İH-H)		İnternal Hekzagonal Bağlantı	Hibrit (Ti-Base Zirkonya) Abutment
MODEL 7 (MT-Ti)		Morse Taper Bağlantı	Titanyum Abutment
MODEL 8 (MT-Zr)		Morse Taper Bağlantı	Zirkonya Abutment
MODEL 9 (MT-H)		Morse Taper Bağlantı	Hibrit (Ti-Base Zirkonya) Abutment

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

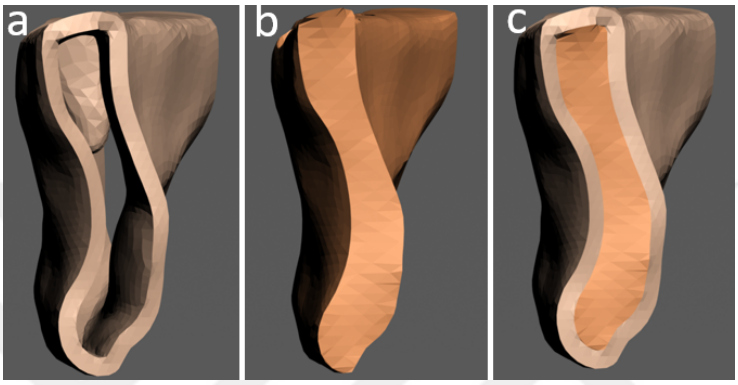
Mandibulaya ait kemik dokularının modellenebilmesi için Ulusal Sağlık Enstitüsü'nün Birleşik Devletler Ulusal Tıp Kütüphanesi tarafından yürütülen "The Visible Human Project" isimli projesinin kapsamında yer alan ve kamu kullanımına açık veri bankasından elde edilmiş erişkin bir hastanın alt çene kemiğinin tomografi görüntüleri kullanıldı (Resim 36).



Resim 36. Kullanılan tomografilerden model elde edilmesi

Tomografi kesitleri 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımına aktarıldı ve "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler "ComplexRender" yöntemiyle üç boyutlu model haline getirildi. Elde edilen üç boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey

haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından '.stl' formatında export edildi. Bu işlemden elde edilen modelin ölçüleri çalışmada kullanılan model için referans olarak kullanılmıştır. Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanıdığı için trabeküler kemiğin oluşturulması amacıyla istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Resim 37).



Resim 37. a) Kortikal kemik modeli, b) Trabeküler kemik modeli, v) Birleştirilmiş kortikal-trabeküler kemik modeli

Bu işlemlerin yapılması için '.stl' verileri Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarılıp offset yöntemi kullanıldı. Kortikal kemik kalınlığı kemik morfolojisini taklit etmek amacıyla periodontal ligamenti çevreleyen bölgede 0.7 mm, modelin geri kalanında ise 2 mm olarak hazırlandı (176, 177).

Misch (75) kemiğin makroskopik yapısını inceleyerek kortikal ve trabeküler kemik özelliklerine göre bir kemik yoğunluğu sınıflaması oluşturmuştur. Çalışmamızda posterior mandibula bölgesindeki kemik koşullarını temsil etmesi amacıyla bu sınıflamadaki D3 kemik kalitesi temel alınmıştır. Analizimizde mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece incelenecek bölgeler Boolean işlemi ile çıkarıldı. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.

3.1.2. Doğal Diş ve Sabit Protez Yapılarının Modellenmesi

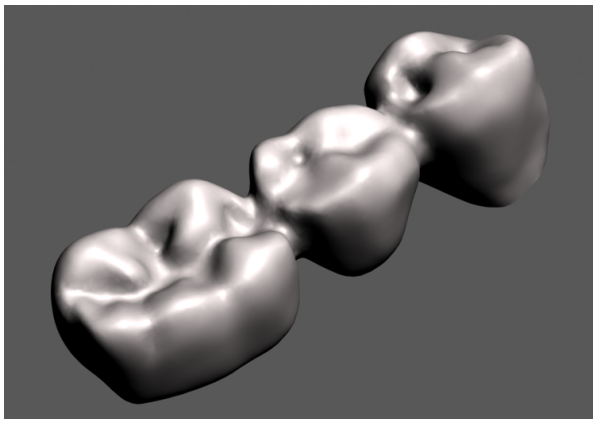
Çalışmamızda 44, 45, 46 numaralı doğal dişler üç boyutlu model olarak oluşturulmuştur. Bu işlem için öncelikle ilgili dişlerin büyütülmüş alçı modelleri SmartOptics (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) tarayıcısında üç boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedildi. Bu

formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 yazılımında açılarak dişlerin Wheeler's atlasındaki (Tablo 2) ölçülerine göre uyumlandı. Bu sayede anatomik açıdan doğru diş modelleri elde edilmiştir (178).

Tablo 2. Wheeler's atlasa göre kullanılan dişlerin boyutları (179)

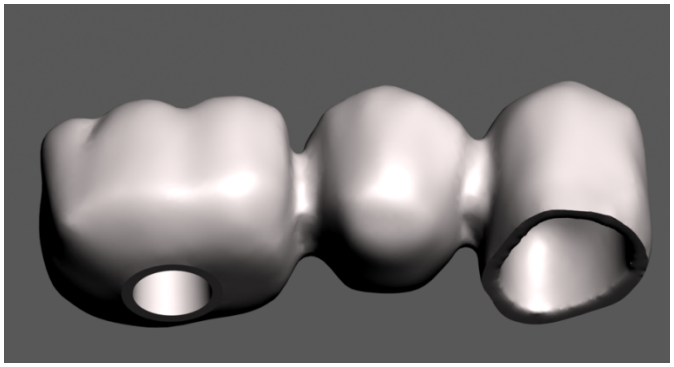
	Kron boyu	**Mine-sement hizasında mezio-distal çap**	**Kronun ekvator hattındaki mezio-distal çap**	**Mine-sement hizasında bukko-lingual çap**	**Kronun ekvator hattındaki bukko-lingual çap**
44 numaralı diş	8.5 mm	5.0 mm	7.0 mm	6.5 mm	7.5 mm
45 numaralı diş	8.0 mm	5.0 mm	7.0 mm	7.0 mm	8.0 mm
46 numaralı diş	7.5 mm	9.0 mm	11.0 mm	9.0 mm	10.5 mm

Elde edilen diş modelleri üzerinde VRMesh yazılımında "connect" komutu ile köprü bağlantıları oluşturuldu. Diş modellerinin VRMesh yazılımıyla dental implantlara ve planlanan altyapıya göre uygun yerlerden kesilmesi ve dental implant modelleriyle uyumlanmasıyla offset öncesi köprü modeli elde edildi (Resim 38).



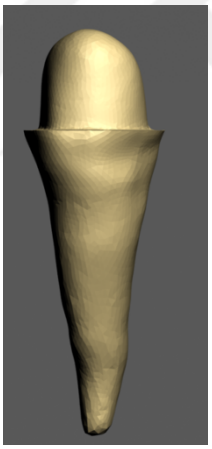
Resim 38. Köprü modeli

Diş modellerinin istenen ölçülerde VRMesh yazılımında offsetlenmesiyle elde edilen modellerin abutment ve dental implant ile uyumlanması sonucunda koping modeli elde edildi. (Resim 39).



Resim 39. Koping görüntüsü

Koping modellerinden VRMesh yazılımında offset yöntemiyle prepare diş formları oluşturuldu. Diş kesimleri dentin tabakası ile birleştirilerek prepare diş formuna sahip dişler modellendi. Diş modelleri analizi kolaylaştırmak amacıyla sadece dentinden oluşacak şekilde modellenmiştir (Resim 40).

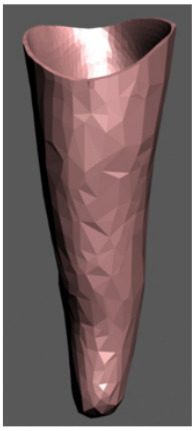


Resim 40. Prepare diş modeli

Ağız mukozasının elastisite modülü ve Poisson oranı çok düşük değerlerdedir. Sabit protezlerin kuvvet dağılımına önemli bir etkisinin olmaması nedeni ile alveolar mukoza modellere dahil edilmemiştir (184). Ancak diş preparasyonundaki basamak seviyesi 2 mm kalınlığında bir ağız mukozası mevcut kabul edilerek kemik kret tepesinin 2 mm üzerinde konumlandırılmıştır.

Periodantal ligament modeli, doğal diş modelleri kemik hizasından VRMesh yazılımı ile kesilerek, diş kökü ile kemik arasındaki ara yüzde voksel katmanları seçilerek oluşturuldu. Alveolar kemiğin hacminin azalmaması için periodontal ligament, diş kökünün

içine doğru genişletilerek 0.2 mm kalınlığında bir katman olarak simüle edildi ve elemanlara bölünerek non-lineer özellikli periodontal ligament olarak modellendi (Resim 41).



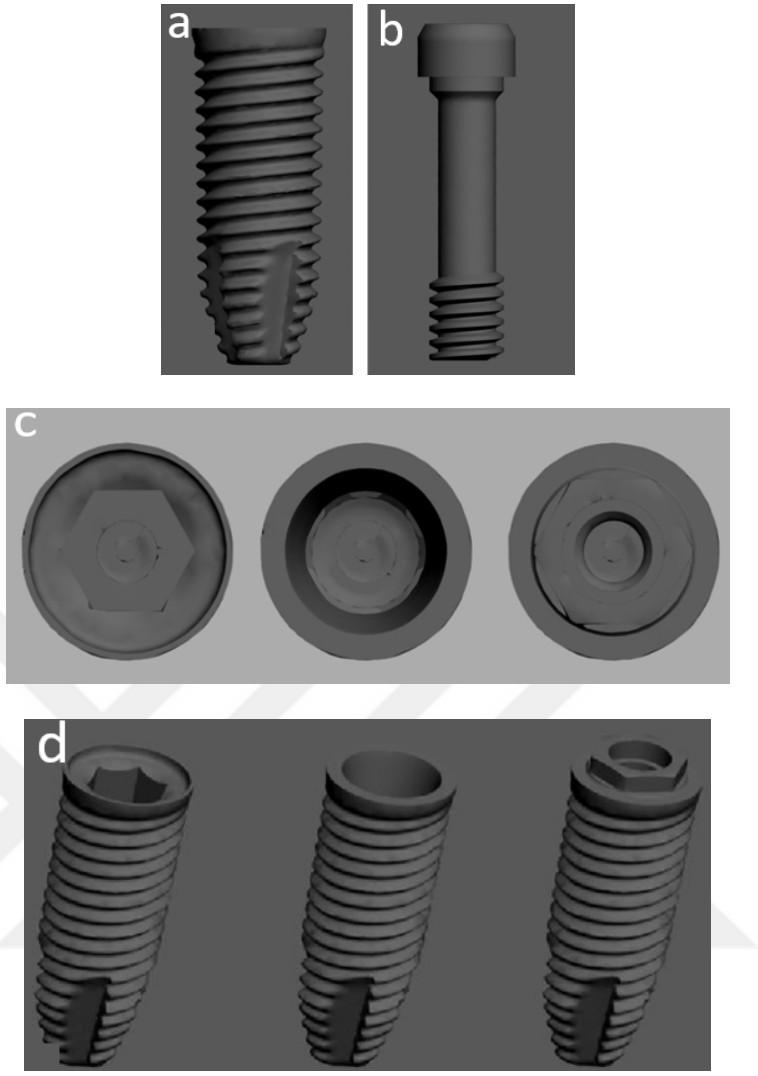
Resim 11. Periodontal ligament modeli

Bu çalışmada, abutment ve kron ile hibrit abutmentin ti-base ve zirkonya parçaları arasındaki siman aralığı göz ardı edilerek modellemelere dahil edilmemiştir (180).

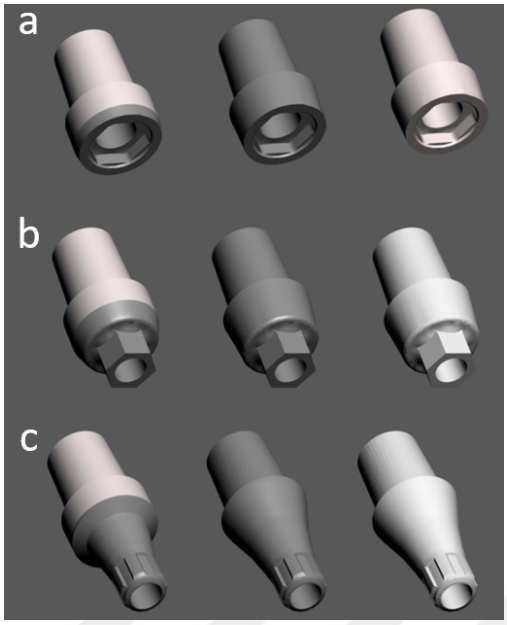
3.1.3. Dental İmplant. Abutment, Vida Yapılarının Modellenmesi

Çalışmamızda kullanılan dental implant modelleri 46 numaralı diş bölgesine denk gelecek şekilde konumlandırılmıştır. 2 mm kalınlığında ağız mukozası varlığı kabul edilerek, abutment modellerinin basamak sınırları kemik kret tepesinin 2 mm üzerine konumlandırılmıştır.

Çalışmamızda 4.0 mm çapına, 11.5 mm uzunluğunda kemik seviyesinde eksternal hekzagonal, internal hekzagonal, morse taper bağlantıya sahip titanyum dental implantlar ve 0° açılı titanyum, zirkonya, hibrit (ti-base zirkonya) abutmentlar modellendi. VRmesh yazılımı ile oluşturulan geometrik modeller (implant, abutment, abutment vidası) matematiksel modelleri elde etmek amacıyla üç boyutlu koordinatları korunup .stl formatında Rhinoceros 4.0 programına aktarılarak matematiksel modelleri (mesh generation) elde edildi. Böylece modellemeler tamamlandı (Resim 42,43).

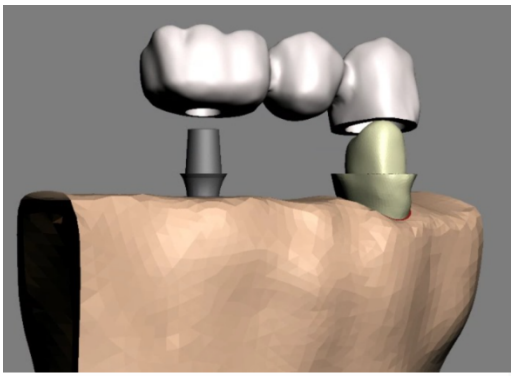


Resim 42. a) Dental implantın önden yivlerinin görüntüsü, b) Dental implant vidasının görüntüsü, c) Dental implantların yukarından görüntüsü (sırayla internal hekzagonal, morse taper, eksternal hekzagonal bağlantı görüntüsü)**,** d) Dental implantların yandan görüntüsü (sırayla internal hekzagonal, morse taper, eksternal hekzagonal bağlantı görüntüsü)



Resim 43. a) Eksternal hekzagonal bağlantıya sırasıyla sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment, b) İnternal hekzagonal bağlantıya sahip sırasıyla hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment, c) Morse taper bağlantıya sahip hibrit (ti-base zirkonya) abutment, titanyum abutment, zirkonya abutment görüntüsü

Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile implant, periodantal ligament, diş ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı. Analiz yapılmadan önce modelde dental implant, abutment ve bağlantı vidası birleşim bölgelerinde kontaktfiksasyon tanımlandı. Bu bölgelerde sürtünme katsayısı 0.5 olarak tanımlandı (181). Çalışmamızda dental implantın kemikle tam olarak birleşmiş olduğu kabul edilmiştir.



Resim 44. Dental implant – doğal dişlerin birbirinden destek aldığı modifiye ridge lap gövde tipine sahip monolitik zirkonya restorasyon görüntüsü

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için stl formatında Algor Femproyazılımına aktarılmıştır. Yazılıma aktarılan .stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu .stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerin de saklanmasıyla programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poissson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3).

Tablo 3. Materyal özellikleri

Materyal	Young modülü (mpa*)	Poisson oranı	Kaynak
Kortikal kemik	13700	0.30	(182)
Trabeküler kemik	1370	0.30	(182)
Dentin	18600	0.31	(183)
Titanyum (dental implant, abutment, vida)	110000	0.35	(184)
Zirkonya abutment	200000	0.31	(184)
Ti-base abutment	110000	0.35	(184)
Monolitik zirkonya	210000	0.35	(185)

Programda periodontal ligament hariç tüm katı cisim özellikleri lineer ve izotropik kabul edilmiştir. Periodontal ligamentin kuvvetler karşısında gösterdiği davranışları gerçeğe yakın bir biçimde inceleyebilmek için periodontal ligament nonlineer ve nonizotropik olarak kabul edilmiştir (Tablo 4).

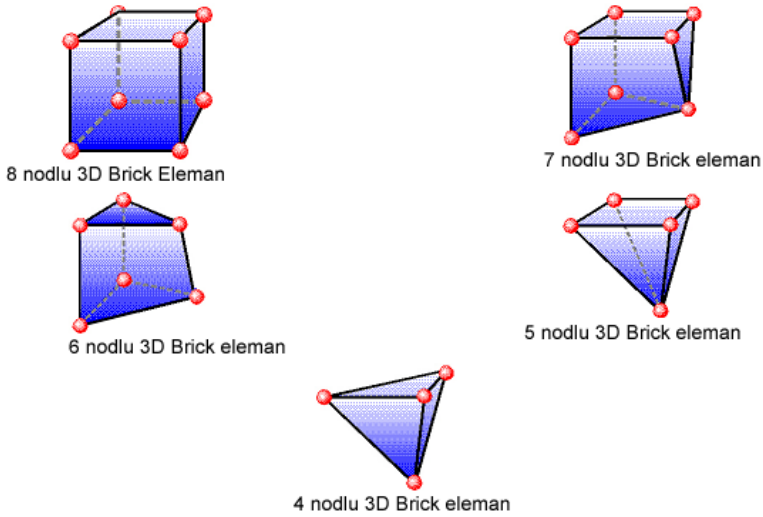
Tablo 4. Periodontal ligamentin nonlineer, nonizotropik davranışının materyal parametreleri (238)

E_a (Mpa)	**0.1**
E_b (Mpa)	0.8
C_{10} (Mpa)	-0.0048
C_{01} (Mpa)	0.00505
C_{11} (Mpa)	0.0012
C_{20} (Mpa)	0.008
C_{30} (Mpa)	0.004
E_1 (Mpa)	0.8
E_2 (Mpa)	0.165
E_3 (Mpa)	0.017
τ_1 (s)	7
τ_2 (s)	52
τ_3(s)	950

Ea ve Eb parametreleri Bilineer davranış için, C10, C01, C11, C20 ve C30 parametreleri Mooney-Rivlin hiperelastik davranışı için, Ei ve τi parametreleri Maxwell modeli için elde edilmiştir.

VR Mesh yazılımında üretilen modeller Algor Fempro yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor Fempro yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için içi dolu şekilde meshlenmiştir. Meshleme işleminde modeller mümkün olabildiğince sekiz düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışıldı. Kemik modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Burada modeller brick ve tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Brick ve tetrahedral katı modelleme sisteminde Algor Fempro modelde oluşturabildiği kadar sekiz nodlu elemanlar kullanıldı. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda yedi nodlu, altı nodlu, beş nodlu ve dört nodlu elemanlar kullanıldı (Resim 45).



Resim 45. Sonlu elemanlar analiz yönteminde eleman çeşitleri (186)

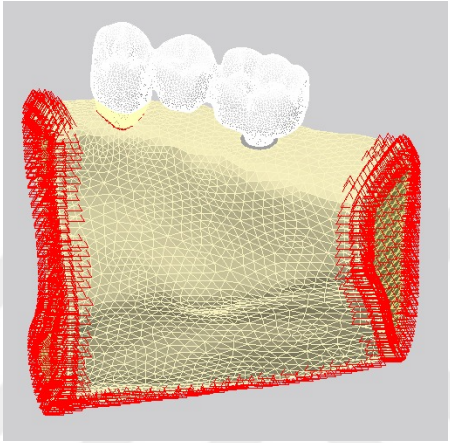
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir.

Tablo 5. Eleman ve düğüm sayıları

MODEL 1 (EH-Ti)	Nod sayısı	74 795
MODEL 2 (EH-Zr)	Eleman sayısı	385 392
MODEL 3 (EH-H)		
MODEL 4 (İH-Ti)	Nod sayısı	75 207
MODEL 5 (İH-Zr)	Eleman sayısı	380 621
MODEL 6 (İH-H)		
MODEL 7 (MT-Ti)	Nod sayısı	78 934
MODEL 8 (MT-Zr)	Eleman sayısı	380 776
MODEL 9 (MT-H)		

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Analizin yapılabilmesi için modelin sınırlarının tanımlanması ve periferik noktalardan bağlanması gerekir. Çalışmada kullanılan tüm modellerde mandibulanın ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik verildi. Destek alanları stresin bu bölgelere aktarılmaması ve hatalı sonuçlarla karşılaşılmaması için analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirildi (Resim 46).

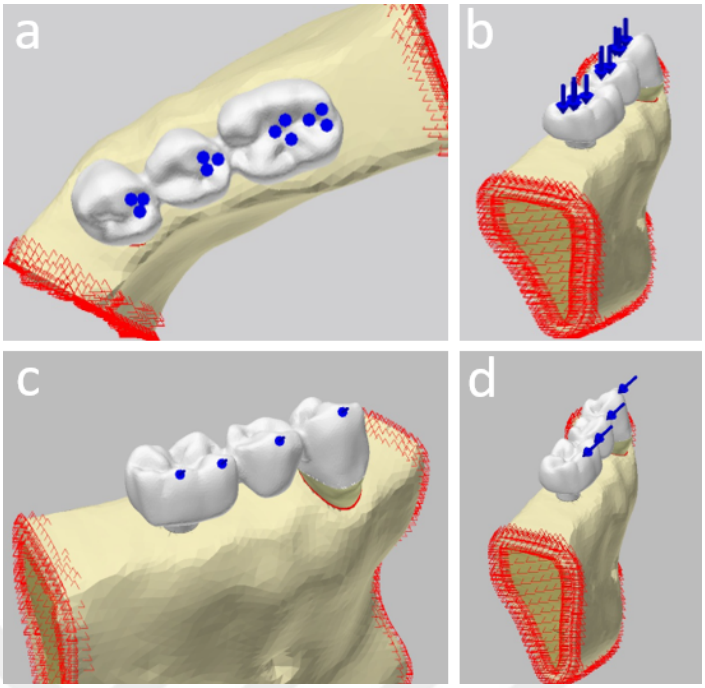


Resim 46. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi

3.4. Yükleme Koşulları

Bu çalışmada doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit monolitik zirkonya restorasyonu ile farklı implant-abutment bağlantısına ve farklı materyale sahip abutmentlardan oluşan dokuz modelin her birine vertikal ve oblik yönlerde kuvvet uygulanmıştır. Vertikal yüklemede tüberkül-fossa ilişkisi temel alındı. Karşıt dişlerin fonsiyonel tüberküllerinin dişlerdeki temas noktaları belirlenip premolar dişlerin her birine 100 N, molar dişe 200 N değerinde olmak üzere toplamda 400 N vertikal kuvvet uygulanmıştır (Resim 47 a, b).

Oblik yüklemede kuvvetler dinamik oklüzyon göz önünde bulundurularak fonksiyonel tüberkül tepelerine bukko-lingual yönde 45 ° açıyla uygulanmıştır. Her noktaya 100 N olacak şekilde premolar dişlerin her birisi için 100 N, molar diş için 200 N olarak toplam 400 N oblik kuvvet uygulanmıştır (Resim 47 c, d).



Resim 47. Vertikal (a,b) ve oblik (c, d) yükleme koşulları

3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için SESA önemli olan kesit görüntülerinin, düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

SESA sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağının bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (ɪ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $ɪ_{xy}= ɪ_{yx}$, $ɪ_{yz}=ɪ_{zy}$, $ɪ_{xz}=ɪ_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

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

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

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada farklı dental implant-abutment bağlatısına sahip ve farklı abutment materyallerinden oluşan dokuz adet doğal diş-dental implant destekli üç üyeli monolitik zirkonya modeli bulunmaktadır. Modellere vertikal ve oblik kuvvetler uygulanması sonucunda toplamda on sekiz adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir.

Uygulanan kuvvetlerin sonucunda doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası, protetik yapılarda, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan Von Mises stres değerleri incelendi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucuna göre elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımı değerlendirildi ve yorumlandı.

Elde edilen sonuçlara göre; doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası, kortikal kemik ve trabeküler kemiğe uygulanan oblik kuvvetler tüm modellerde vertikal kuvvetlere kıyasla daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.

Kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stresleri vertikal kuvvet uygulandığı zaman doğal dişin komşu olduğu kemiğin bukkalinde, oblik kuvvetler uygulandığında ise doğal dişin komşu olduğu kemiğin lingualde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Dental implantın komşu olduğu kemikte ise hem vertikal hem de oblik kuvvetler uygulandığı zaman streslerin tümü komşu kemik yüzeyinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Hem oblik hem vertikal kuvvet uygulandığı zaman doğal diş üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri morse taper bağlantıya sahip gruplarda daha yüksek tespit edilmiştir. Dental implantlarda oblik ve vertikal kuvvetler sonucunda oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri Model 9 (MT-H) grubunda tespit edilmiştir. Abutment üzerinde oluşan stresler incelendiği zaman hem oblik hem de vertikal kuvvetler sonucunda en düşük Von Mises stresleri Model 7 (MT-Ti) grubunda tespit edilmiştir. Ayrıca vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda zirkonya abutmente sahip olan modellerde daha yüksek stres değerlerin gözlenmiştir. Bağlantı vidasında oblik ve vertikal kuvvetler sonucunda en yüksek Von Mises stresleri Model 7 (MT-Ti)' de tespit edilmiştir.

4.1. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler

4.1.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bütün modellerde en yüksek Von Mises stresleri 44 numaralı doğal dişin kuvvet uygulama noktasında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (592.433 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (592.428 MPa)> Model 4 (İH-Zr)

(592.422 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (592.421 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) =Model 5 (İH-Zr) =Model 9 (MT-H) (592.419 MPa)> Model 6 (İH-H) (592.415 MPa) şeklindedir (Resim 48, Resim 49, Resim 50, Şekil 1).

Bütün modellerde en yüksek Von Mises stresleri 44 numaralı doğal dişin kuvvet uygulama noktasında gözlemlenmiştir. Tüm gruplar içerisinde en yüksek Von Mises stres değeri 592.433 MPa ile Model 7 (MT-Ti)'de tespit edilmişken en düşük Von Mises değeri ise 592.415 MPa ile Model 6 (İH-Zr)'da tespit edilmiştir.

Morse taper, internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal grupları arasında en yüksek Von Mises stres değerleri morse taper grubunda gözlenlenmiştir. Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (592.433 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (592.428 MPa)> Model 9 (MT-H) (592.419 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Zr) (592.422 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (592.419 MPa)> Model 6 (İH-Zr) (592.415 MPa) şeklindedir.

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (592.421 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) (592.419 MPa) şeklindedir.

Abutment materyaline göre karşılaştırma yapıldığı zaman en yüksek stres değerleri titanyum abutmente sahip gruplarda tespit edilmişken en düşük stres değerleri ise hibrit (ti-base zirkonya) abutmente sahip gruplarda tespit edilmiştir (Ti> Zr> H).

Titanyum abutment gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (592.421 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (592.422 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (592.421 MPa) şeklindedir.

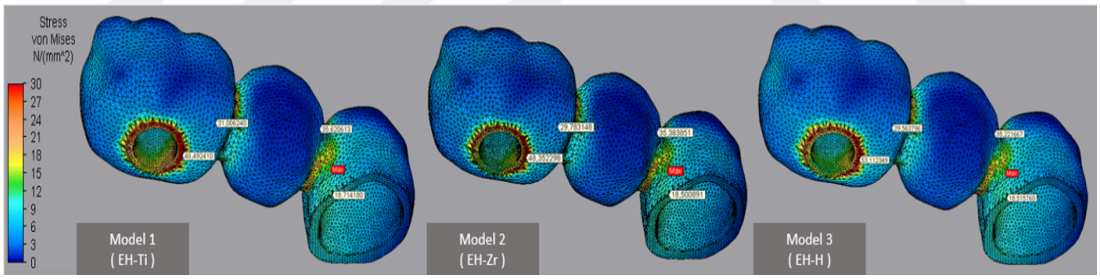
Zirkonya abutment gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (592.428 MPa)> Model 5 (İH-Zr) =Model 2 (EH-Zr) (592.419 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 9 (MT-H) = Model 3 (EH-H) (592.419 MPa)> Model 6 (İH-H) (592.415 MPa) şeklindedir.

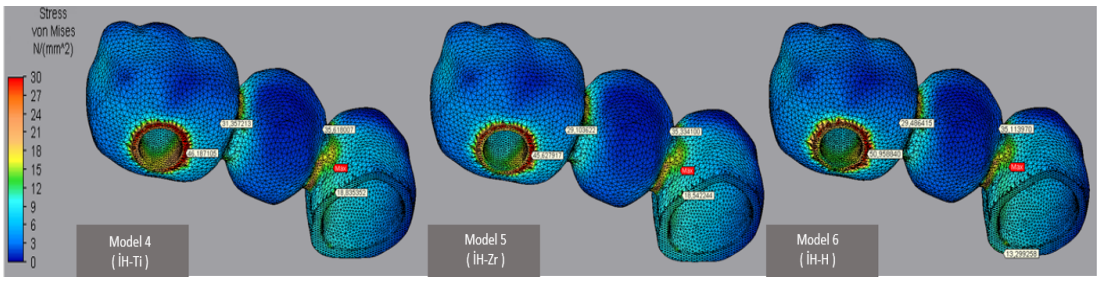
Tüm modellerde sabit protezin abutment basamağına temas eden bölgelerinde stres yoğunlaşması tespit edilmişken prepare edilmiş dişte ise distolingual basamakta stres yoğunlaşması tespit edilmiştir.

Sabit protezin abutmente ve doğal dişe temas ettiği noktalardaki Von Mises stres değerleri incelendiği zaman tüm modellerde sabit protezin abutment basamağına temas eden bölgesindeki stres değerleri prepare dişin basamağındaki stres değerlerinden daha fazladır. Aynı zamanda tüm modellerde 44 ve 45 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerleri 45 ve 46 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerlerine göre daha fazla tespit edilmiştir.

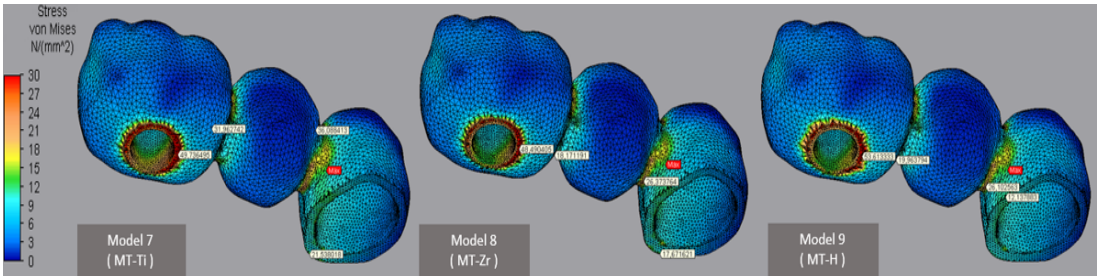
44 ve 45 numaralı kronların arasındaki konnektörde en yüksek Von Mises stres değeri Model 7 (MT-Ti)'de (36.08 MPa) tespit edilmişken en düşük Von Mises stres değeri Model 9 (MT-H)'da (26.10 MPa) olarak tespit edilmiştir. 45 ve 46 numaralı kronların arasındaki konnektörde en yüksek Von Mises stres değeri Model 7 (MT-Ti)'de tespit edilmişken (31.96 MPa), en düşük Von Mises stres değeri Model 8'de (MT-Zr) (18.17 MPa) olarak tespit edilmiştir.



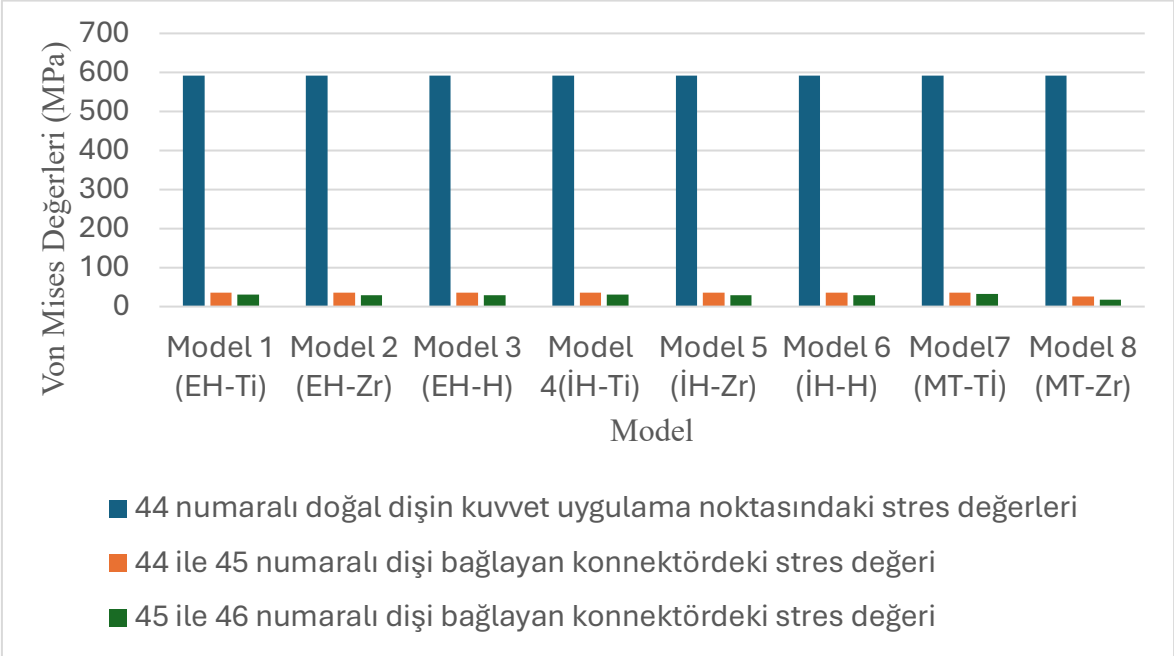
Resim 2. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 49. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 50. Vertikal yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 1. Vertikal yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 6. Sabit köprü protezi modellerinde vertikal yükleme sonucunda kuvvet uygulama noktasında oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	44 Numaralı Doğal Dişin Kuvvet Uygulama Noktasındaki Von Mises Stres Değerleri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	592.421
Model 2 (EH-Zr)	592.419
Model 3 (EH-H)	592.419
Model 4 (İH-Ti)	592.422
Model 5 (İH-Zr)	592.419
Model 6 (İH-H)	592.415
Model 7 (MT-Ti)	592.433
Model 8 (MT-Zr)	592.428
Model 9 (MT-H)	592.419

4.1.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Doğal diş modellerinin içerisinde meydana gelen Von Mises streslerinin genel olarak preparasyon basamağının disto-lingualinde yoğun olduğu gözlenmiştir. Doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 8 (MT-Zr) (15.23 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (14.72 MPa)> Model 6 (İH-H) (8.86 MPa)> Model 9 (MT-H) (8.69 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (7.17 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (7.12 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (7.05 MPa)> Model 3 (EH-H) (7.04 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (7.03 MPa) şeklindedir (Resim 51, Resim 52, Resim 53, Şekil 2).

Modeller içerisinde en yüksek Von Mises stresleri de morse taper gruplarında gözlenmiştir. Morse taper grubu içerisinde stres yoğunlaşması disto-lingual basamakta olmak üzere sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (15.23 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (14.72 MPa)> Model 9 (MT-H) (8.69 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubunda doğal dişte meydana gelen stres yoğunlaşması disto-lingual basamakta tespit edilmştir. İnternal hekzagonal grubu içerisinde stres yoğunlaşması sırasıyla: Model 6 (İH-H) (8.86 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (7.17 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (7.05 MPa) şeklindedir.

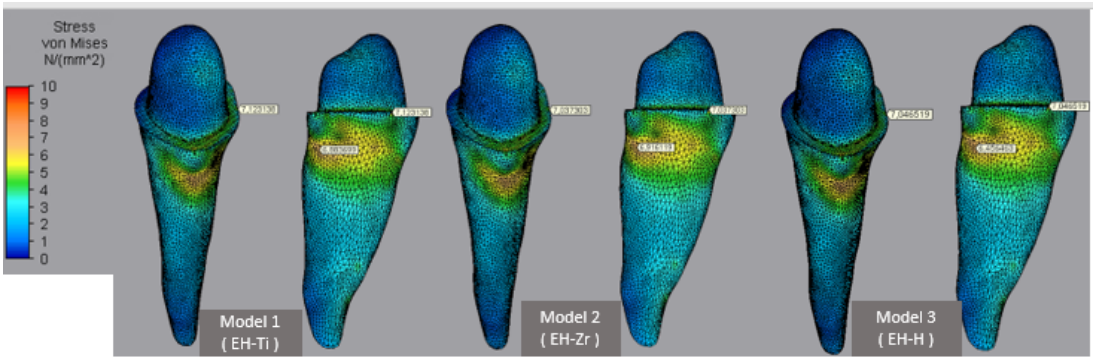
Eksternal hekzagonal grubunda doğal dişte gözlemlenen Von Mises stresleri morse taper ve internal hekzagonal gruplarına kıyasla daha düşüktür. Eksternal hekzagonal gruplarındaki doğal dişte meydana gelen stres yoğunlaşması disto-lingual basamakta olmak üzere sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (7.12 MPa)> Model 3 (EH-H) (7.04 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (7.03 MPa) şeklindedir.

Abutment materyaline göre kıyaslama yaptığımız zaman ise titanyum abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (14.72 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (7.17 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (7.12 MPa) şeklindedir.

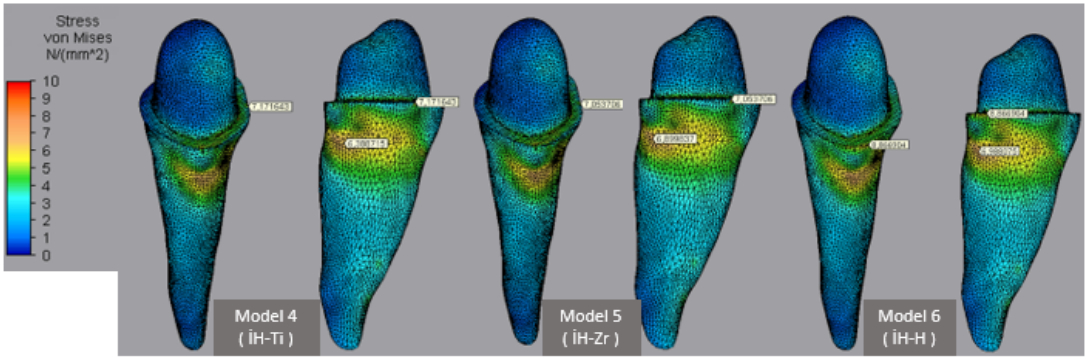
Zirkonya abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (15.23 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (7.05 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (7.03 MPa) şeklindedir.

Hibrit (tibase-zirkonya) abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (8.86 MPa)> Model 9 (MT-Zr) (8.69 MPa)> Model 3 (EH-H) (7.04 MPa) şeklindedir.

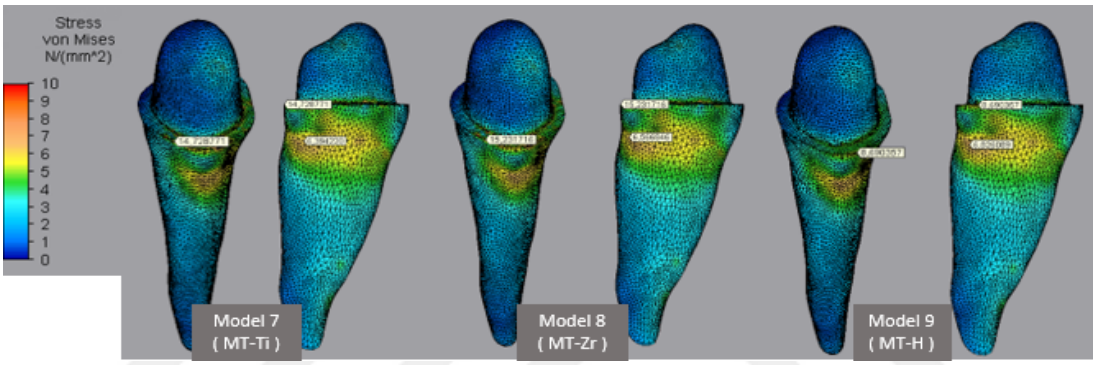
Doğal diş modellerinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak dişin kemik ile temas ettiği servikal 1/3 disto-lingual kısmında yoğunlaşmıştır.



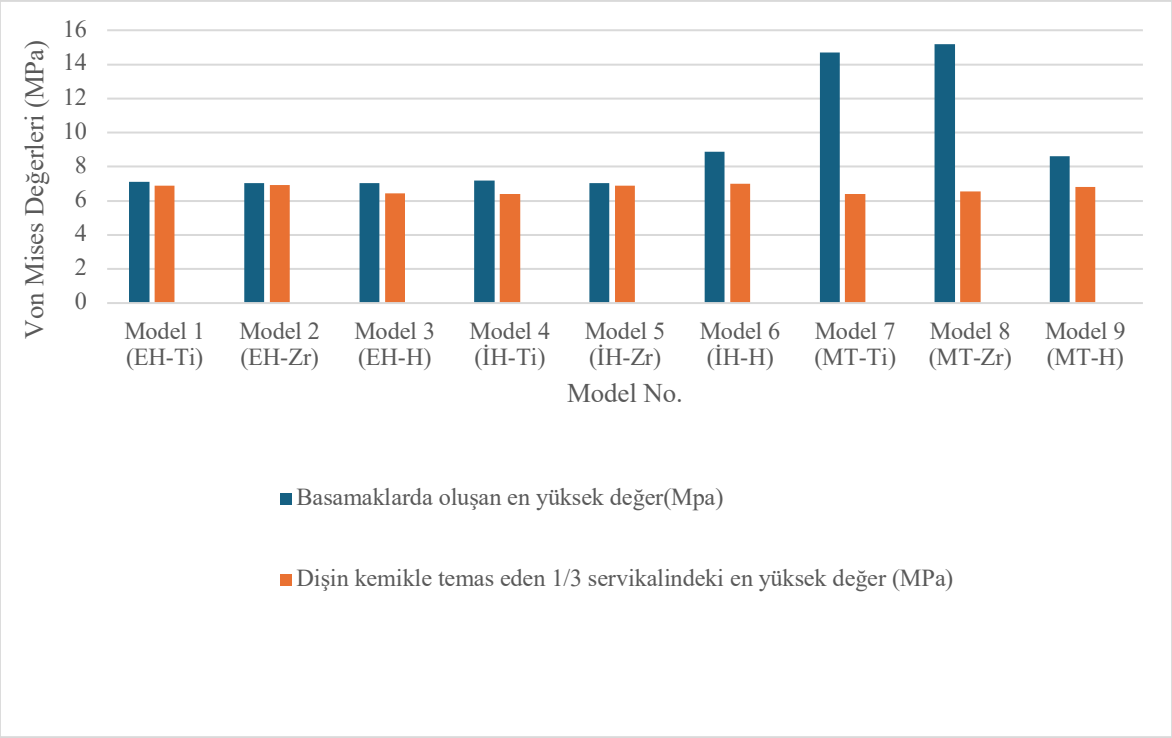
Resim 3. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 52. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 53. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 2. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 7. Doğal diş modellerinde vertikal yükleme sonucunda basamaklarda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Basamaklarda Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (Mpa)
Model 1 (EH-Ti)	7.12
Model 2 (EH-Zr)	7.03
Model 3 (EH-H)	7.04
Model 4 (İH-Ti)	7.17
Model 5 (İH-Zr)	7.05
Model 6 (İH-H)	8.86
Model 7 (MT-Ti)	14.7
Model 8 (MT-Zr)	15.2
Model 9 (MT-H)	8.6

4.1.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Eksternal hekzagonal bağlantıya sahip modellerde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinde ve dental implant-abutment birleşim bölgesindeki bukkal altıgen köşelerde yoğunlaşmıştır. İnternal hekzagonal bağlantıya sahip modellerde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinde ve dental implant-abutment birleşim bölgesindeki altıgen köşelerde yoğunlaşmıştır. Morse taper bağlantıya sahip modellerde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinde ve abutment gövdesinin oturduğu servikal 1/3 alanda yoğunlaşmıştır. Tüm modellerde stres değerleri homojen bir dağılım oluşturarak apikale doğru azalmaktadır.

Dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 9 (MT-H) (144.51 MPa)> Model 6 (İH-H) (110.23 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (84.26 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (73.16 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (63.49 MPa)> Model 3 (EH-H) (60.83 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (60.61 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (57.48 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.82 MPa) şeklindedir (Resim 54, Resim 55, Resim 56, Şekil 3).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) (60.83 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (60.61 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.82 MPa) şeklindedir.

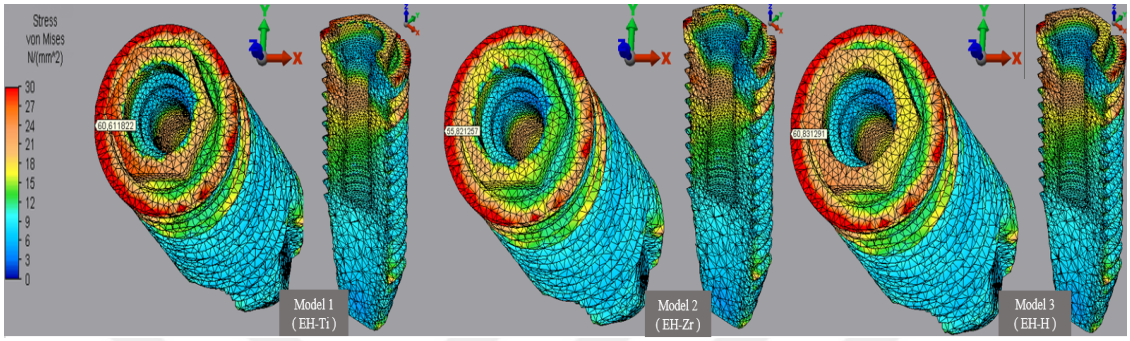
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (110.23 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (63.49 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (57.48 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (144.51 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (84.26 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (73.16 MPa) şeklindedir

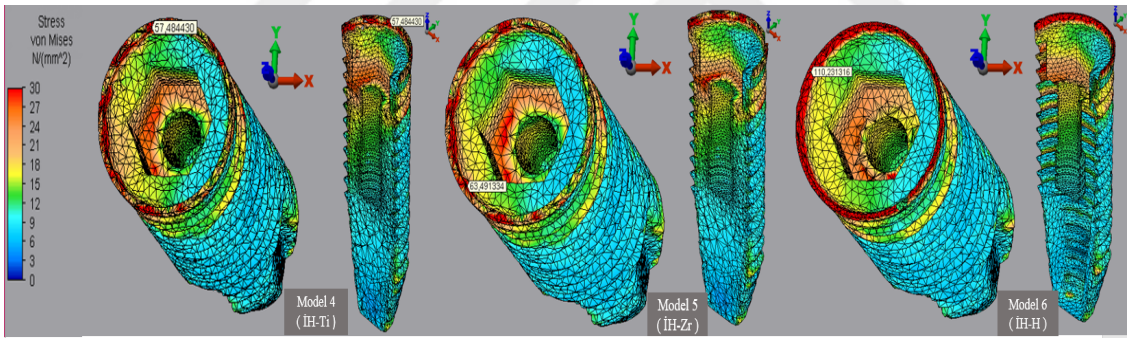
Titanyum abutment gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (73.16 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (60.61 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (57.48 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutment gruplarında gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (84.26 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (63.49 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.82 MPa) şeklindedir.

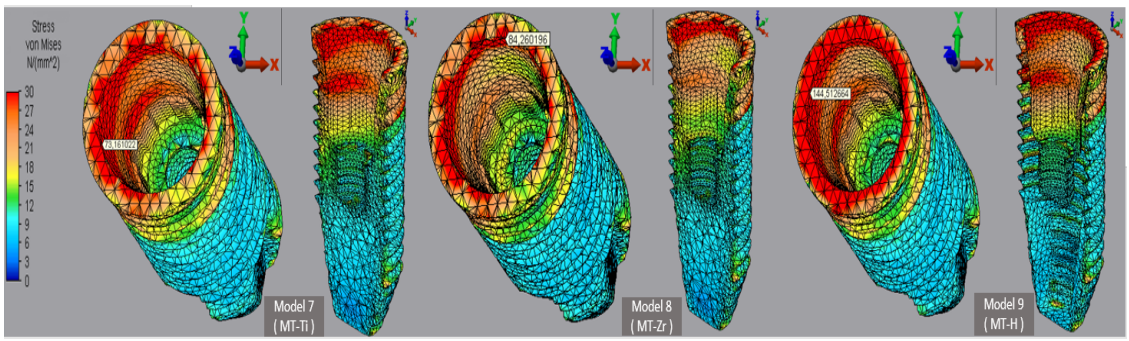
Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (144.51 MPa)> Model 6 (İH-H) (110.23 MPa)> Model 3 (EH-H) (60.83 MPa) şeklindedir.



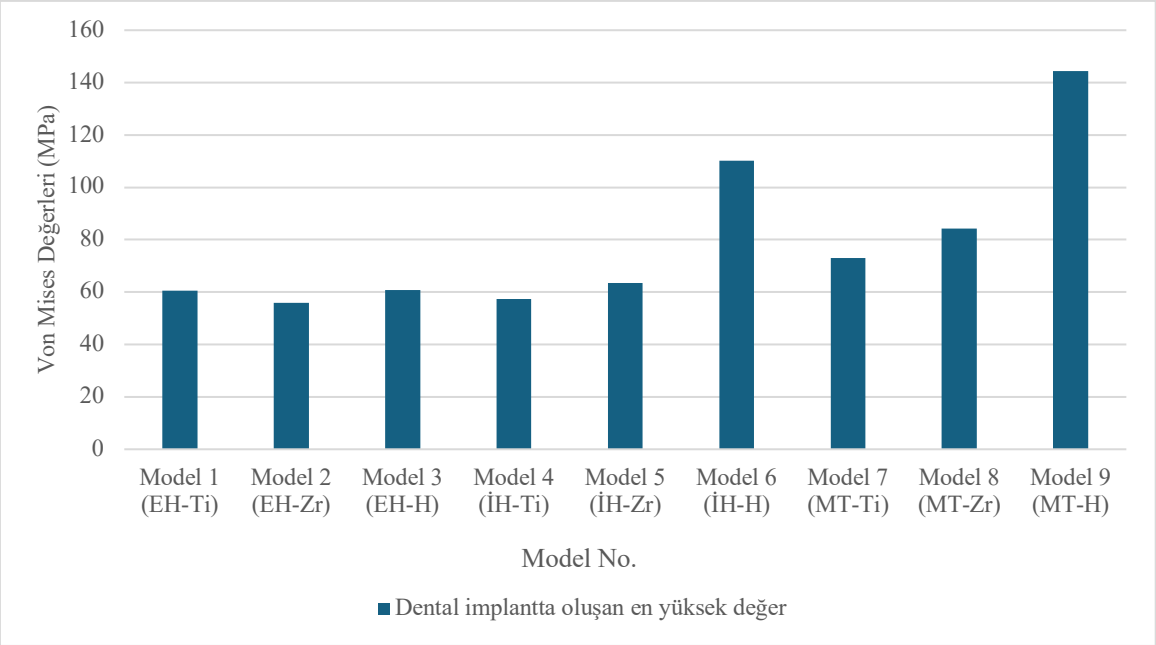
Resim 54. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 4. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 56. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 3. Vertikal yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 8. Dental implant modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Dental İmplantta Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	60.61
Model 2 (EH-Zr)	55.82
Model 3 (EH-H)	60.83
Model 4 (İH-Ti)	57.48
Model 5 (İH-Zr)	63.49
Model 6 (İH-H)	110.2
Model 7 (MT-Ti)	73.1
Model 8 (MT-Zr)	84.26
Model 9 (MT-H)	144.5

4.1.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Abutment modellerinde eksternal hekzagonal ve internal hekzagonal gruplarındaki en yüksek Von Mises stres değerleri abutmentin basamak bölgelerinde tespit edilmiştir. Morse taper gruplarında ise en yüksek Von Mises stres değerleri ise abutmentin dental implant boynu ile temas ettiği bölgelerde yoğunlaşmıştır. Ayrıca eksternal hekzagonal gruplarında eksternal altıgen kısmın bukkal hekslerinin abutmente oturduğu, internal hekzagonal gruplarında abutmentin bukkal ve mesial heks kısmında da stres alanları gözlenmiştir.

Eksternal hekzagonal grubunda abutment basamağında stresler yoğunlaşmıştır. Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (141.1 MPa)> Model 3 (EH-H) zirkonya kısmı (125.3 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (122.2 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

İnternal hekzagonal grubunda abutment basamağında stresler yoğunlaşmıştır. İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (117.9 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (99.3 MPa)> Model 6 (İH-H) zirkonya kısmı (98.9 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) zirkonya kısmı (88.2 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (39 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (35.4 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

Titanyum abutment gruplarında abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (122.2 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (99.3 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (35.4 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

Zirkonya abutment gruplarında abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (141 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (117.9 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (39 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında zirkonya gövdenin abutment basamak bölgesindeki Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) (125.3 MPa)> Model 6 (İH-H) (98.9 MPa)> Model 9 (MT-H) (88.2 MPa) şeklindedir (Şekil 4).

Ek olarak abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgelerde Von Mises streslerinin yoğunlaştığı alanlar tespit edilmiştir.

Eksternal hekzagonal grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin bukkalinde stresler yoğunlaşmıştır. Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgede Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (51.9 MPa)> Model 3 (EH-H) ti-base kısmı (44.9 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (43.5 MPa) şeklindedir (Resim 57).

İnternal hekzagonal grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin bukkalında stresler yoğunlaşmıştır. İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgede Von Mises stres değerleri

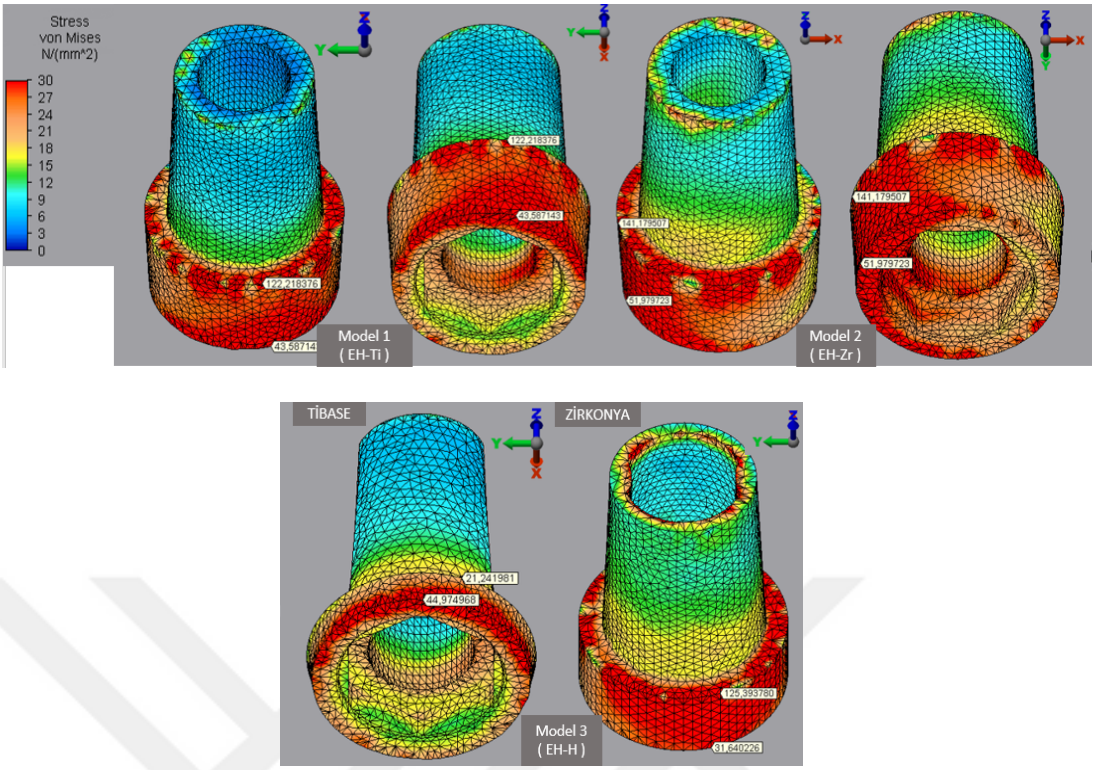
yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (64.7 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (61.04 MPa)> Model 6 (İH-H) ti-base kısmı (42.4 MPa) şeklindedir (Resim 58).

Morse taper grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin bukkalında stresler yoğunlaşmıştır. Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgede Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (88.6 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (85.3 MPa)> Model 9 (MT-H) ti-base kısmı (56.7 MPa) şeklindedir (Resim 59).

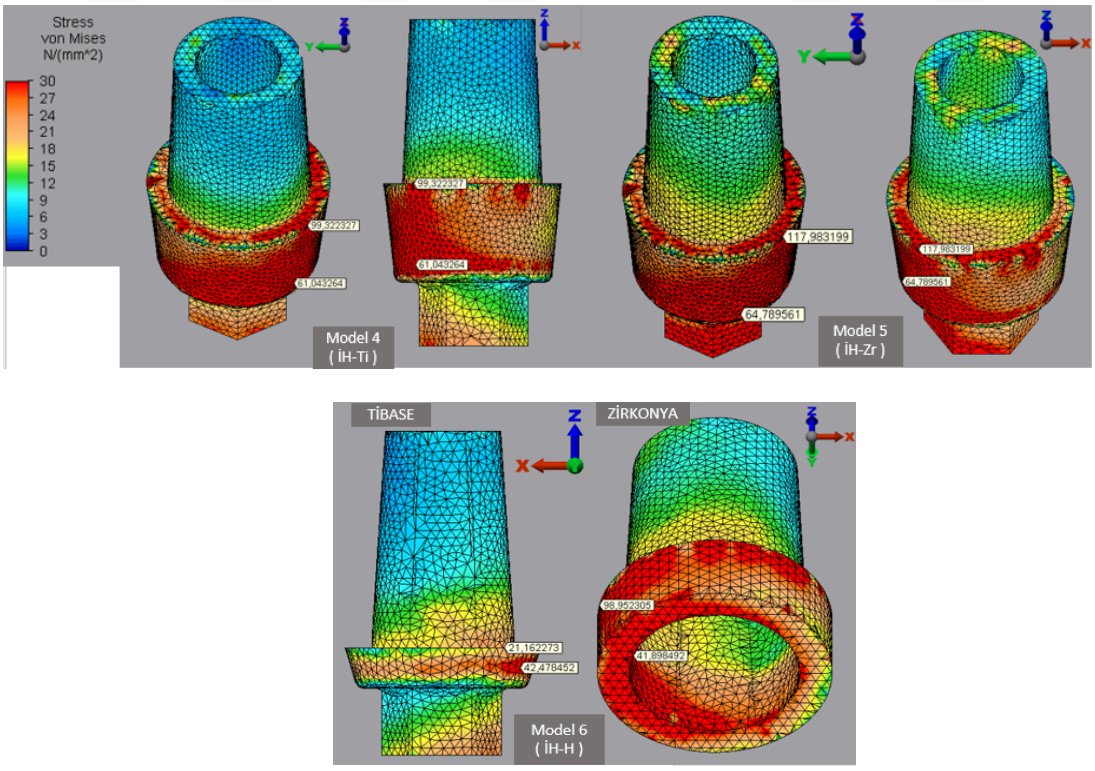
Titanyum abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implant boynunun temas ettiği bölgede Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (85.3 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (61.04 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (43.5 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implant boynunun temas ettiği bölgede Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (88.6 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (64.7 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (51.9 MPa) şeklindedir.

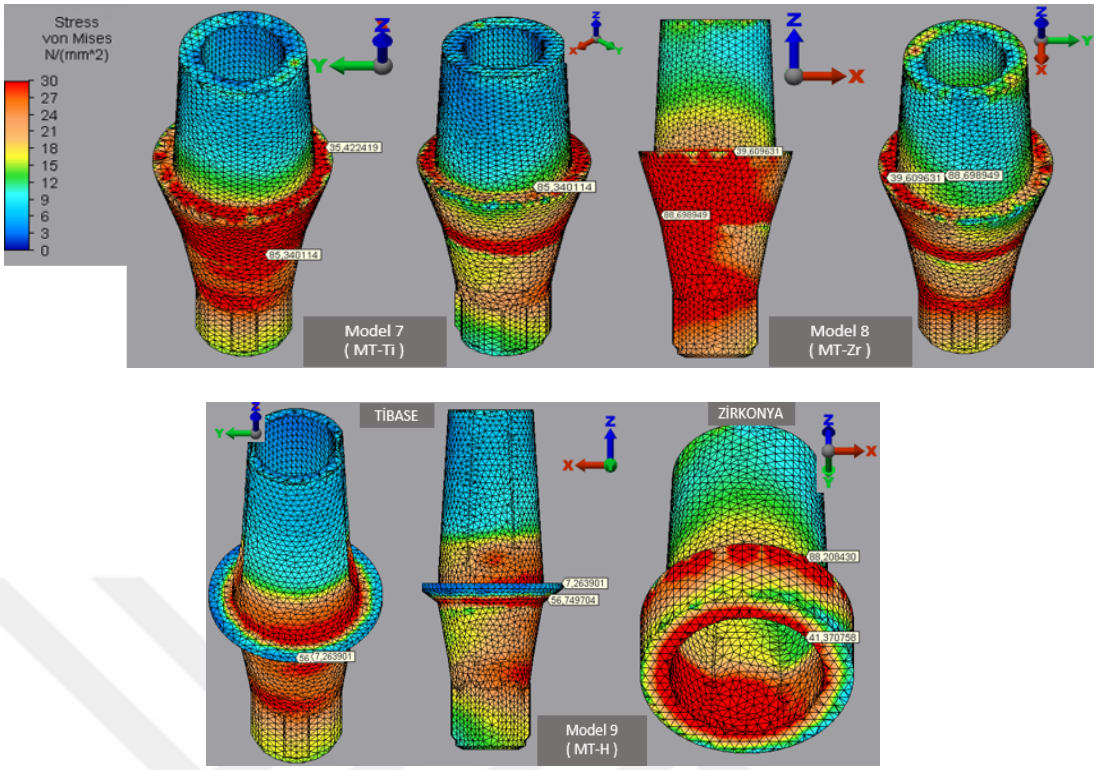
Hibrit (ti-base zirkonya) abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman ti-base abutmentin dental implant ile temas bölgesindeki Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (56.7 MPa)> Model 3 (EH-H) (44.9 MPa)> Model 6 (İH-H) (42.4 MPa) şeklindedir.



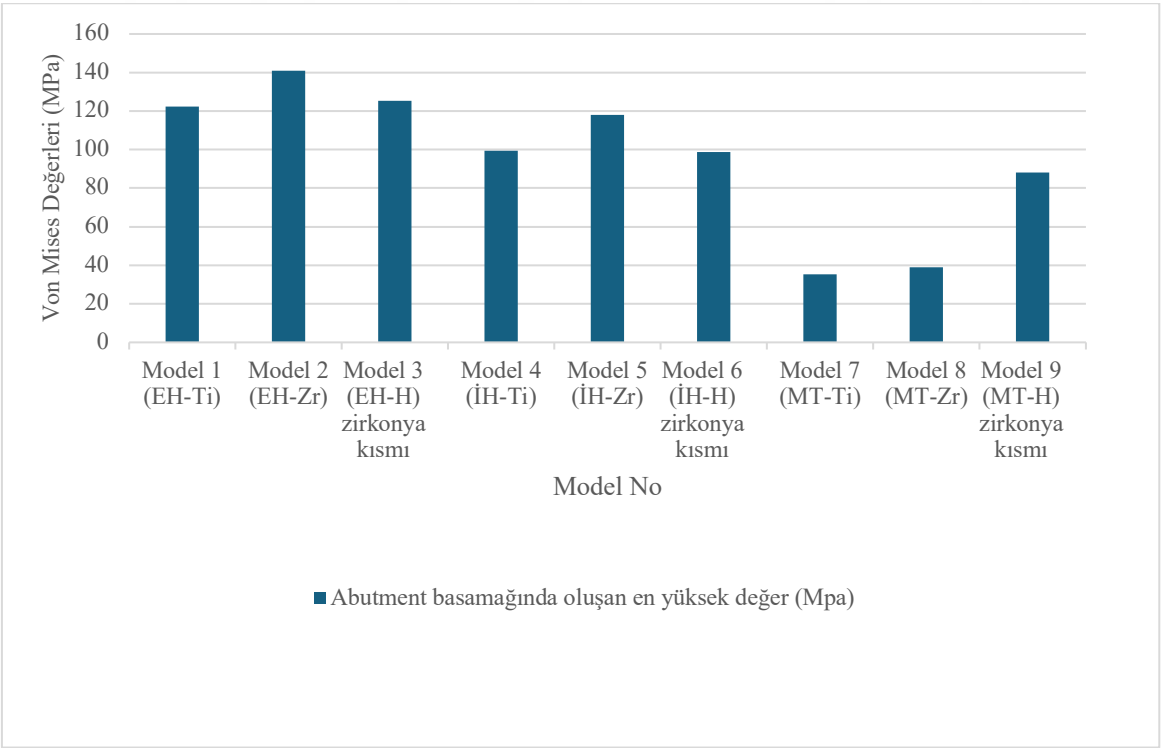
Resim 5. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]

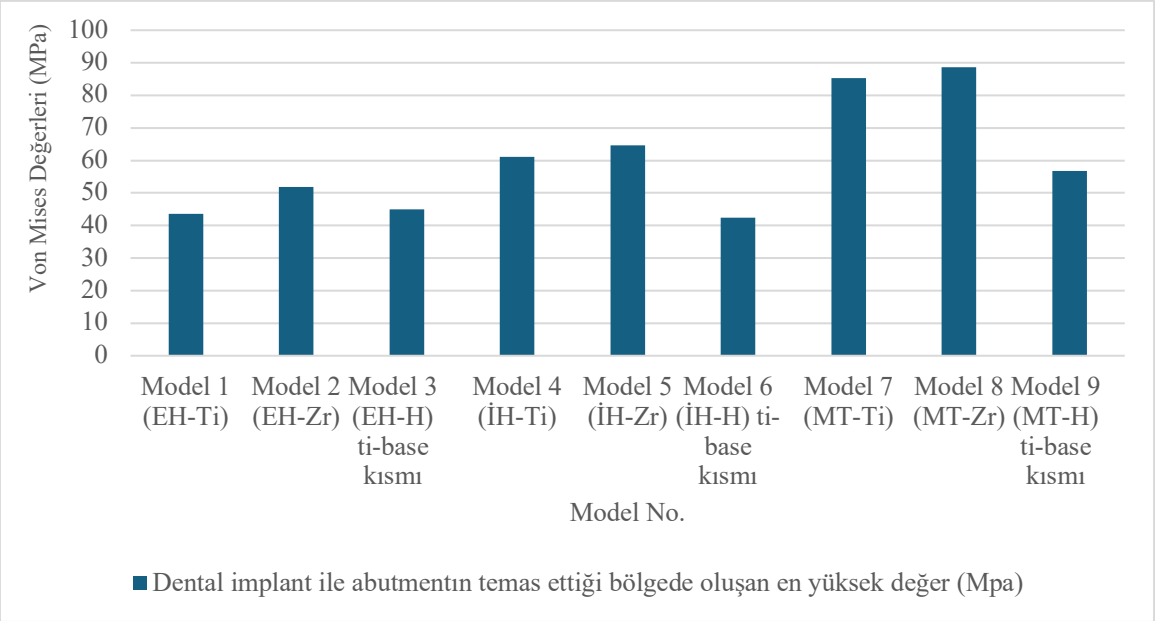


Resim 58. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 59. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]





Şekil 4. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 9. Abutment modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Abutment Basamağında Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)		Dental İmplant İle Abutmentin Temas Ettiği Bölgede Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	122.2	Model 1 (EH-Ti)	43.5
Model 2 (EH-Zr)	141	Model 2 (EH-Zr)	51.9
Model 3 (EH-H) zirkonya kısmı	125.3	Model 3 (EH-H) ti-base kısmı	44.9
Model 4 (İH-Ti)	99.3	Model 4 (İH-Ti)	61
Model 5 (İH-Zr)	117.9	Model 5 (İH-Zr)	64.7
Model 6 (İH-H) zirkonya kısmı	98.9	Model 6 (İH-H) ti-base kısmı	42.4
Model 7 (MT-Ti)	35.4	Model 7 (MT-Ti)	85.3
Model 8 (MT-Zr)	39	Model 8 (MT-Zr)	88.6
Model 9 (MT-H) zirkonya kısmı	88.2	Model 9 (MT-H) ti-base kısmı	56.7

4.1.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bağlantı vidası modellerinde en yüksek stres Model 5 (İH-Zr) hariç tüm modellerde vida başında meydana gelmişken Model 5 (İH-Zr)'te ise en yüksek stres vida gövdesinin 1/3 orta kısmında meydana gelmiştir.

Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr) ve Model 3 (EH-H)'te, Model 4 (İH-Ti) ve Model 6 (İH-H)'da Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr) ve Model 9 (MT-H)'da vida başından sonra stresler vida gövdesinde yoğunlaşmıştır. Tüm modellerde apikale doğru stres değerleri azalmıştır.

Tüm modellerde bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (52.71 Mpa)> Model 9 (MT-H) (40.11Mpa)> Model 1 (EH-Ti) (36.36 Mpa)> Model 8 (MT-Zr) (34.36 Mpa)> Model 4 (İH-Tİ) (31.73 Mpa)> Model 3 (EH-H) (30.85 Mpa)> Model 2 (EH-Zr) (27.71 Mpa)> Model 6 (İH-H) (26.66 Mpa)> Model 5 (İH-Zr) (22.39 Mpa) şeklindedir (Resim 60, Şekil 5).

Bağlantı vidası modellerinde en yüksek Von Mises stres değerleri morse taper grubu içeren Model 7-8 ve 9'da gözlemlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (52.71 MPa)> Model 9 (MT-H) (40.11 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (34.36 MPa) şeklindedir.

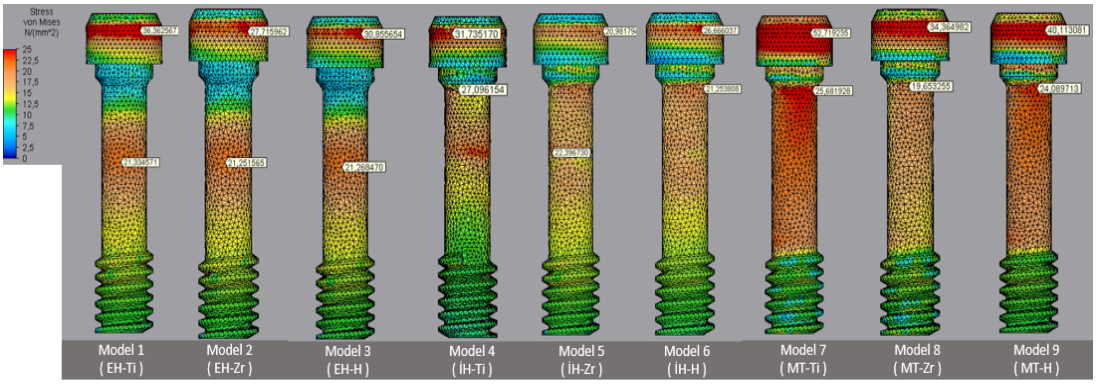
Daha sonraki bağlantı vidasında meydana gelen en yüksek stres değerleri ise eksternal hekzagonal grubu içeren Model 1-2 ve 3'te gözlemlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (36.36 MPa)> Model 3 (EH-H) (30.85 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (27.71 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu içeren Model 4-5 ve 6'da ise bağlantı vidasında meydana gelen stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Tİ) (31.73 MPa)> Model 6 (İH-H) (26.66 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (22.39 MPa) şeklindedir.

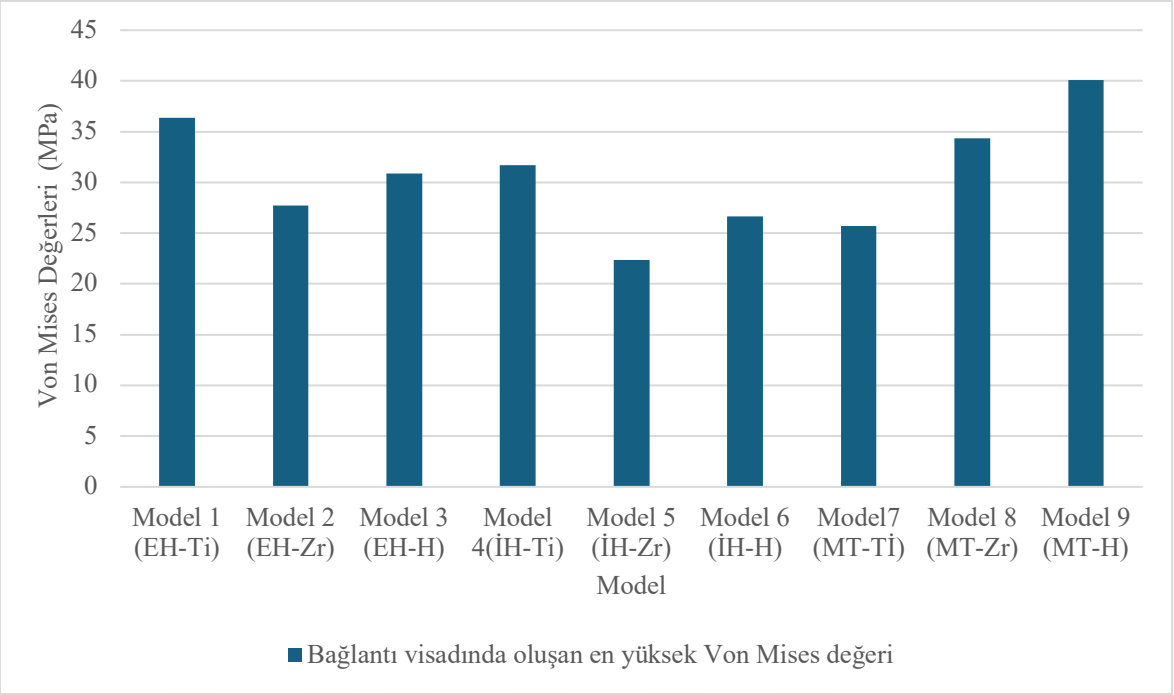
Titanyum abutmentlerin, bağlantı vidasında oluşturdukları Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (52.71 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (36.36 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (31.79 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentlerin, bağlantı vidasında oluşturdukları Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (34.36 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (27.71 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (22.39 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentlerin, bağlantı vidasında oluşturdukları Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (40.11 MPa)> Model 3 (EH-H) (30.85 MPa)> Model 6 (İH-H) (26.66 MPa) şeklindedir.



Resim 60. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H), Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H), Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 5. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 10. Bağlantı vidası modellerinde vertikal yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Bağlantı Vidasında Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	36.36
Model 2 (EH-Zr)	27.71
Model 3 (EH-H)	30.85
Model 4 (İH-Ti)	31.73
Model 5 (İH-Zr)	22.39
Model 6 (İH-H)	26.66
Model 7 (MT-Tİ)	52.7
Model 8 (MT-Zr)	34.36
Model 9 (MT-H)	40.11

4.1.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Dokuz modelde de Von Mises stres değerleri diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır. Dokuz modelde de en yüksek Von Mises stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte gözlenmiştir. Kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stresleri dental implant-abutment bağlantı tasarımına ve abutment materyaline göre kıyaslandığı zaman benzer olduğu tespit edilmiştir.

Model 7 (MT-Ti) hariç tüm modellerde diş soketinde gözlenen Von Mises stres değerleri en fazla kökün servikalinin bukkal yüzeyine komşuluk yapan kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. En yüksek stres değerinin tespit edildiği Model 7 (MT-Ti)'de ise stres değerleri en fazla kökün servikalinin distal yüzeyine komşuluk yapan kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.11 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (2.07 MPa)> Model 9 (MT-H) (1.69 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (1.68 MPa)> Model 1 (EH-Ti) =Model 2 (EH-Zr) =Model 5 (İH-Zr) (1.67 MPa)> Model 3 (EH-H) =Model 6 (İH-H) (1.66 MPa) şeklindedir (Resim 61, Resim 62, Resim 63).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) =Model 2 (EH-Zr) (1.67 MPa)> Model 3 (EH-H) (1.66 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) (1.68 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (1.67 MPa)> Model 6 (İH-H) (1.66 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.11 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (2.07 MPa)>Model 9 (MT-H) (1.69 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru

sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.11 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (1.68 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (1.67 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (2.07 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 5 (İH-Zr) (1.67 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (1.69 MPa)> Model 3 (EH-H) =Model 6 (İH-H) (1.66 MPa) şeklindedir.

Dental implantın boynu ile temasta olan kortikal kemik bölgesinde Von Mises stres değerleri tüm modellerde dental implantın boyun bölgesine komşu olan tüm kortikal kemikte gözlenmiştir. Modeller içerisinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 6 (İH-H)'da gözlenmiştir.

İmplant boynu ile temas eden kortikal kemikte Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 6 (İH-H) (29.1 Mpa)> Model 2 (EH-Zr) (17.6 Mpa)> Model 1 (EH-Ti) (17.5 Mpa)> Model 3 (EH-H) (17.4 Mpa)> Model 5 (İH-Zr) (17.11 Mpa)> Model 4 (İH-Ti) (17 Mpa)> Model 9 (MT-H) (15.38 Mpa)> Model 8 (MT-Zr) (14.68 Mpa)> Model 7 (MT-Ti) (14.22 Mpa) şeklindedir (Şekil 6).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (17.6 Mpa)> Model 1 (EH-Ti) (17.5 Mpa)> Model 3 (EH-H) (17.4 Mpa) şeklindedir.

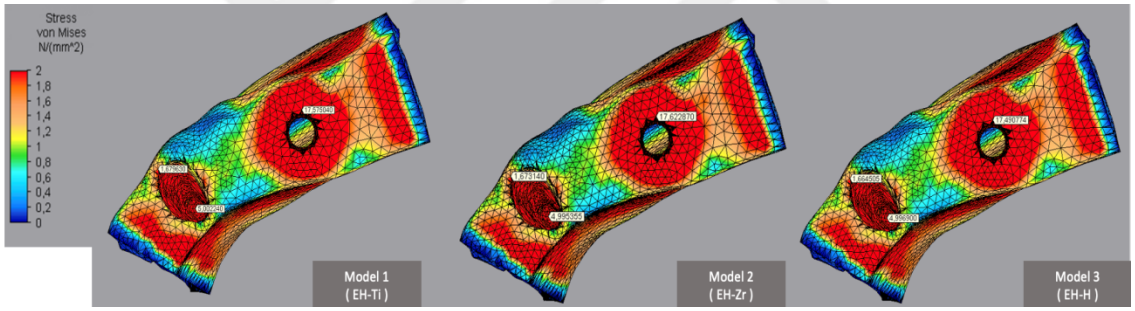
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (29.1 Mpa)> Model 5 (İH-Zr) (17.11Mpa)> Model 4 (İH-Ti) (17 Mpa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (15.38 Mpa)> Model 8 (MT-Zr) (14.68 Mpa)> Model 7 (MT-Ti) (14.22 Mpa) şeklindedir.

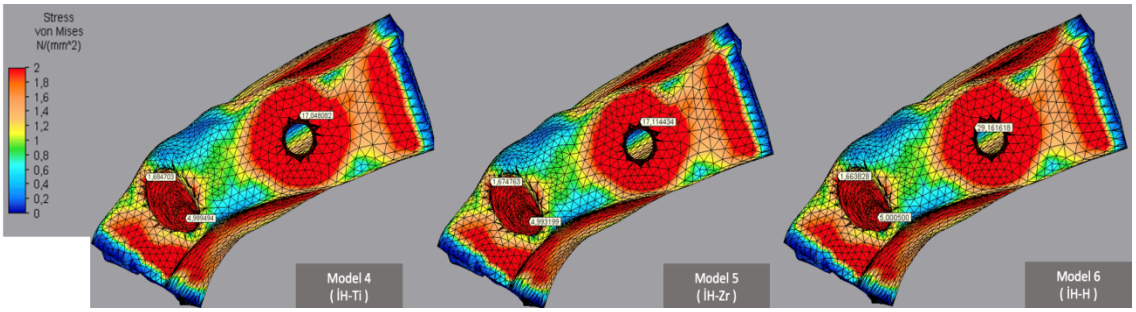
Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (17.5 Mpa)> Model 4 (İH-Ti) 17 Mpa)> Model 7 (MT-Ti) 14.22 Mpa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen implant boynu ile temas eden kortikal kemikteki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (17.6 Mpa)> Model 5 (İH-Zr) (17.11 Mpa)> Model 8 (MT-Zr) (14.68 Mpa) şeklindedir.

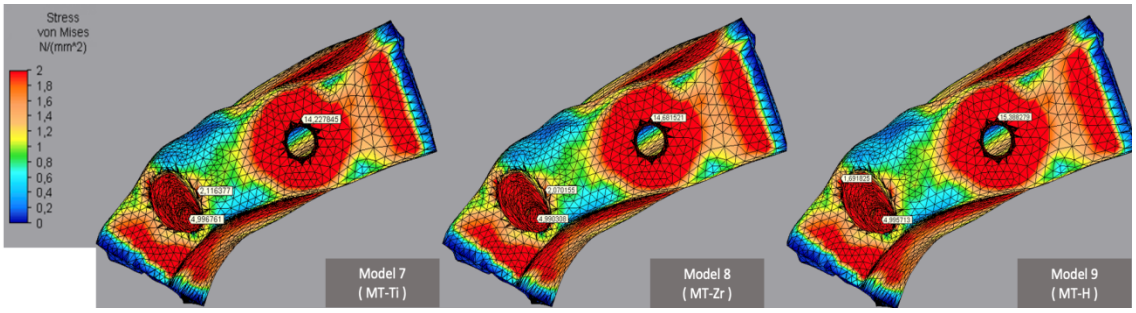
Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman V implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (29.1 Mpa)> Model 3 (EH-H) (17.4 Mpa)> Model 9 (MT-H) (15.38 Mpa) şeklindedir.



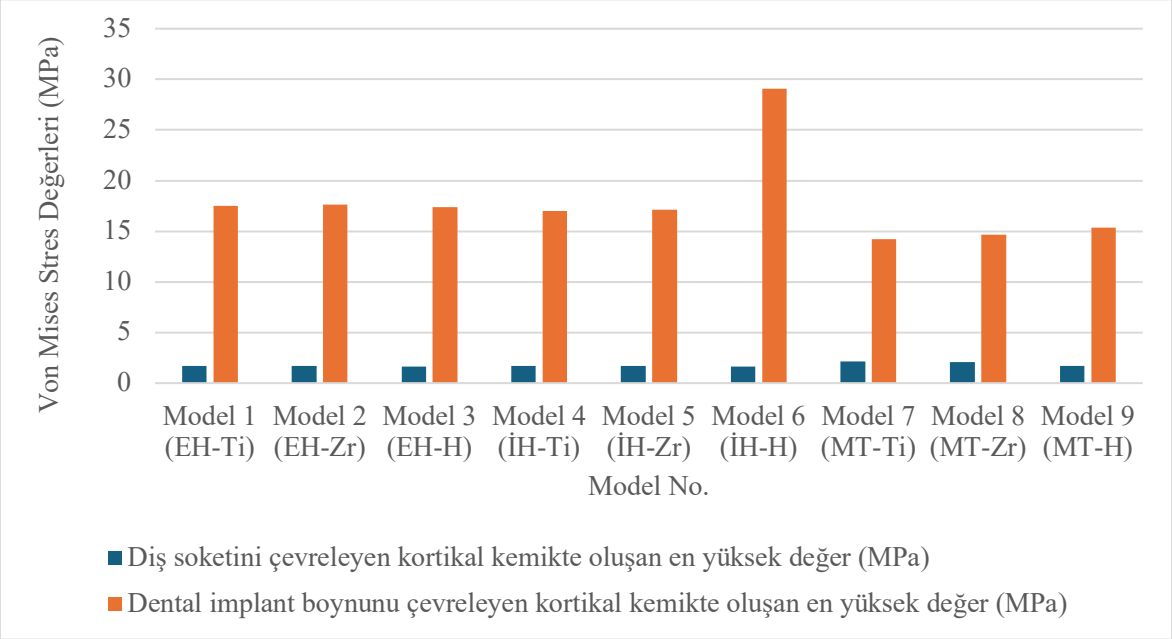
Resim 61. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 6. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 63. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 6. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 11. Kortikal kemik modellerinde vertikal yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Diş Soketini Çevreleyen Kortikal Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)	Dental İmplant Boynunu Çevreleyen Kortikal Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	1.67	17.5
Model 2 (EH-Zr)	1.67	17.6
Model 3 (EH-H)	1.66	17.4
Model 4 (İH-Ti)	1.68	17
Model 5 (İH-Zr)	1.67	17.11
Model 6 (İH-H)	1.66	29.1
Model 7 (MT-Ti)	2.11	14.22
Model 8 (MT-Zr)	2.07	14.68
Model 9 (MT-H)	1.69	15.38

4.1.7. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Dokuz modelde de Von Mises stres değerleri diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan trabeküler kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır. Dokuz modelde de en yüksek Von Mises stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stresleri dental implant-abutment bağlantı tasarımına ve abutment materyaline göre kıyaslandığı zaman benzer olduğu tespit edilmiştir.

Tüm modellerde diş soketinde gözlenen Von Mises stres değerleri en fazla kökün servikalinin bukkal yüzeyine komşuluk yapan trabeküler kemikte yoğunlaşmıştır. Bu değerler yüksekten düşüğe doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) =Model 4 (İH-Ti) =Model 7 (MT-Ti) =Model 8 (MT-Zr) =Model 9 (MT-H) (0.69 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) =Model 5 (İH-Zr) =Model 6 (İH-H) (0.68 MPa) şeklindedir (Resim 64, Resim 65, Resim 66).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana

doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (0.69 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) (0.68 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) (0.69 MPa)> Model 5 (İH-Zr) = Model 6 (İH-H) (0.68 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) =Model 8 (MT-Zr) =Model 9 (MT-H) (0.69 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) =Model 4 (İH-Ti) =Model 7 (MT-Ti) (0.69 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (0.69 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 5 (İH-Zr) (0.68 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman V doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (0.69 MPa)> Model 3 (EH-H) =Model 6 (İH-H) (0.68 MPa) şeklindedir.

Dental implantın boynu ile temasta olan trabeküler kemik bölgesinde Von Mises stres değerleri tüm modellerde dental implantın boyun bölgesine komşu olan tüm kemikte tespit edilmiştir. Modeller içerisinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 8 (MT-Zr)'de tespit edilmiştir.

İmplant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (3.78 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (3.72 MPa)> Model 9 (MT-H) (3.67 MPa)> Model 4 (İH-Ti) =Model 5 (İH-Zr) (3.61 MPa)> Model 1 (EH-Ti) =Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) (3.58 MPa)> Model 6 (İH-H) (2.25 MPa) şeklindedir (Şekil 7).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük

olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) =Model 2 (EH-Zr) =Model 3 (EH-H) (3.58 MPa) şeklindedir.

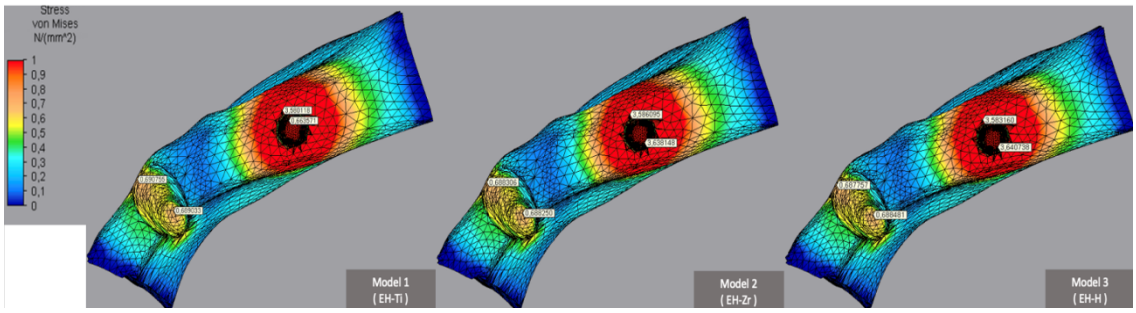
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) =Model 5 (İH-Zr) (3.61 MPa) >Model 6 (İH-H) (2.25 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (3.78 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (3.72 MPa)> Model 9 (MT-H) (3.67 MPa) şeklindedir.

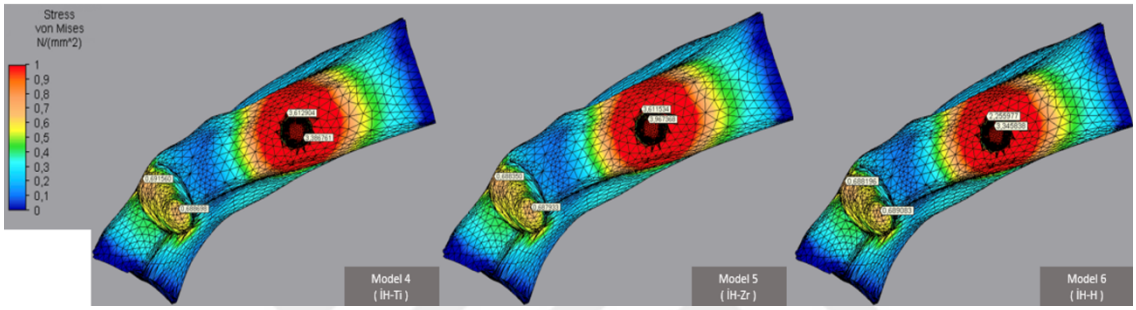
Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (3.72 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (3.61 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (3.58 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (3.78 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (3.61 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (3.58 MPa) şeklindedir.

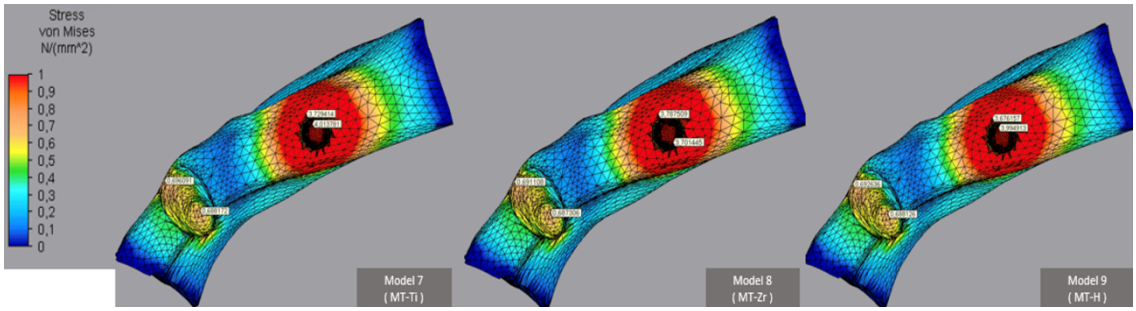
Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (3.67 MPa)> Model 3 (EH-H) (3.58 MPa)> Model 6 (İH-H) (2.25 MPa) şeklindedir.



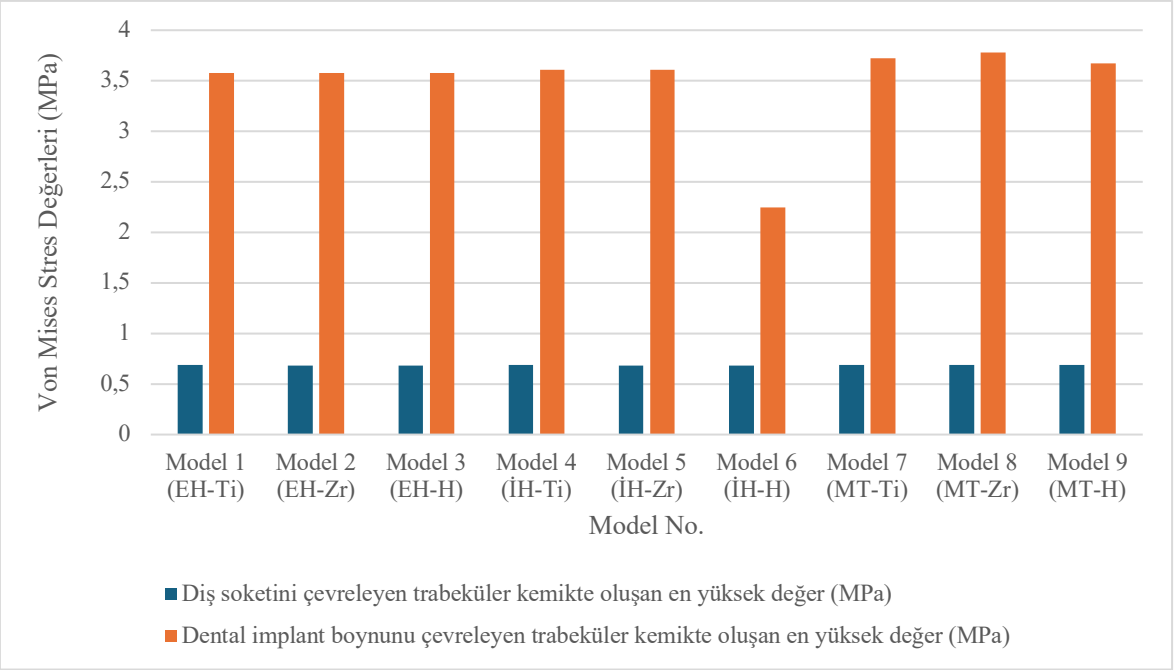
Resim 7. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 65. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 66. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 7. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 3. Trabeküler kemik modellerinde vertikal yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Diş Soketini Çevreleyen Trabeküler Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)	Dental İmplant Boynunu Çevreleyen Trabeküler Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	0.69	3.58
Model 2 (EH-Zr)	0.68	3.58
Model 3 (EH-H)	0.68	3.58
Model 4 (İH-Ti)	0.69	3.61
Model 5 (İH-Zr)	0.68	3.61
Model 6 (İH-H)	0.68	2.25
Model 7 (MT-Ti)	0.69	3.72
Model 8 (MT-Zr)	0.69	3.78
Model 9 (MT-H)	0.69	3.67

4.2. Oblik Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler

4.2.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bütün modellerde en yüksek Von Mises stresleri 46 numaralı dental implantın kuvvet uygulama noktasında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru: Model 5 (İH-Zr) (464,28 MPa)> Model 8 (MT-Zr) =Model 2 (EH-Zr) (464,27 MPa)> Model 3 (EH-H) =Model 6 (İH-H) (464.26 MPa)> Model 9 (MT-H) (464.25 MPa)> Model 1 (EH-Ti) =Model 4 (İH-Ti) =Model 7 (MT-Ti) (464.24 MPa) şeklindedir (Resim 67, Resim 68, Resim 69).

Morse taper, internal hekzagonal, eksternal hekzagonal grupları arasında Von Mises stres değerlerinde benzer sonuçlar göstermektedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (464.27 MPa)> Model 9 (MT-H) (464.25 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (464.24 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (464.28 MPa)> Model 6 (İH-H) (464.26 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (464.24 MPa) şeklindedir.

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (464.27 MPa)> Model 3 (EH-H) (464.26 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (464.24 MPa) şeklindedir.

Abutment materyaline göre karşılaştırma yapıldığı zaman en yüksek stres değerleri zirkonya abutmente sahip gruplarda tespit edilmiştir (Zr> H> Ti).

Titanyum gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) = Model 1(EH-Ti) = Model 4 (İH-Ti) (464.24 MPa) şeklindedir.

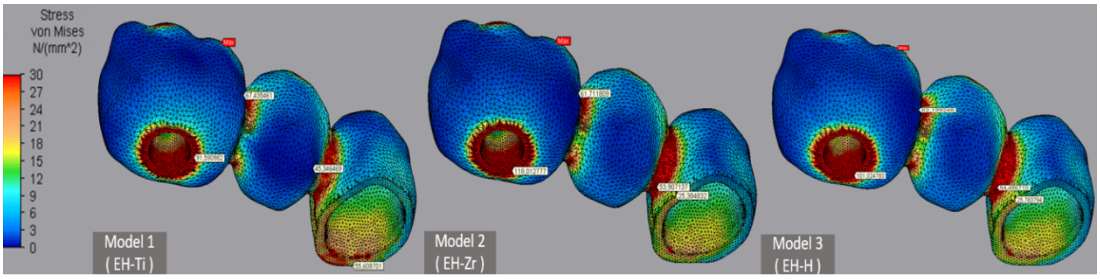
Zirkonya gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (464.28 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 8 (MT-Zr) (464.27 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) gruplarında sabit köprü protezi modellerindeki Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) =Model 6 (İH-H) (464.26 MPa)> Model 9 (MT-H) (464.25 MPa) şeklindedir.

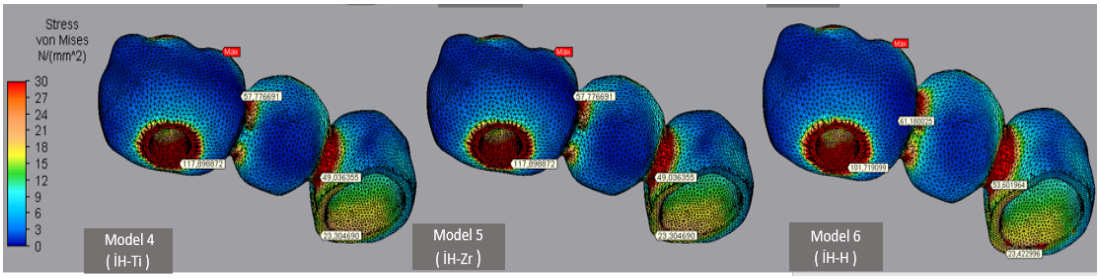
Tüm modellerde sabit protezin abutment basamağına temas eden bölgelerinde stres yoğunlaşması tespit edilmişken prepare edilmiş dişte ise distolingual basamakta stres yoğunlaşması tespit edilmiştir. Sabit protezin abutmente ve doğal dişe temas ettiği noktalardaki Von Mises stres değerleri incelendiği zaman tüm modellerde sabit protezin abutment basamağına temas eden bölgesindeki stres değerleri prepare dişin basamağındaki stres değerlerinden daha fazladır.

Aynı zamanda Model 9 (MT-H) hariç tüm modellerde 45 ve 46 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerleri 44 ve 45 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerlerine göre daha fazla tespit edilmiştir. Model 9 (MT-H) de ise 44 ve 45 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerleri 45 ve 46 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerlerine göre daha fazla tespit edilmiştir.

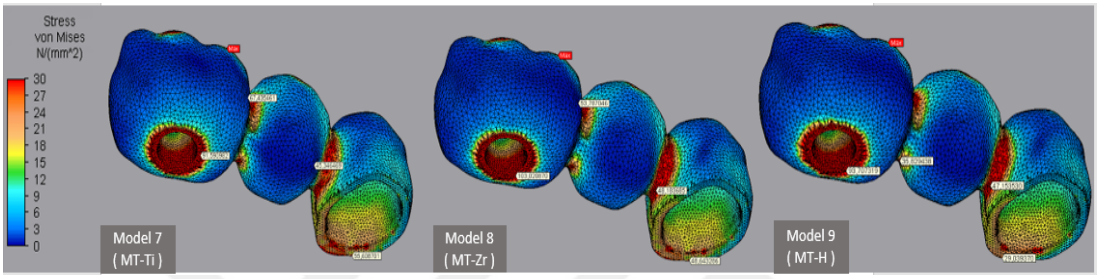
44 ve 45 numaralı kronların arasındaki konnektörde en yüksek Von Mises stres değeri Model 3 (EH-H) (54.4 MPa), en düşük Von Mises stres değeri Model 9 (MT-H) (47.1 MPa) şeklindedir. 45 ve 46 numaralı kronların arasındaki konnektörde en yüksek Von Mises stres değeri Model 7 (EH-Ti) (67.4 MPa), en düşük Von Mises stres değeri Model 8 (MT-H) (35.8 MPa) şeklindedir (Şekil 8).



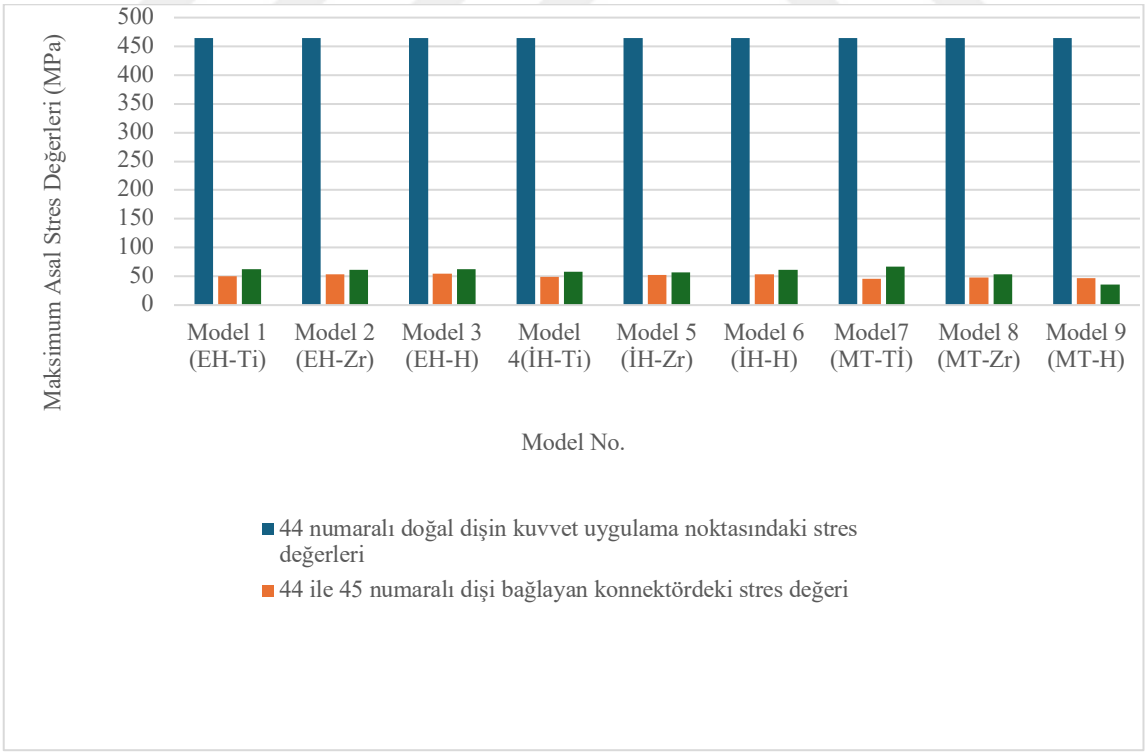
Resim 67. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 8. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 69. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 8. Oblik yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 4. Sabit köprü protezi modellerinde oblik yükleme sonucunda kuvvet uygulama noktasında oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	46 Numaralı Doğal Dişin Kuvvet Uygulama Noktasındaki En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	464.24
Model 2 (EH-Zr)	464.27
Model 3 (EH-H)	464.26
Model 4 (İH-Ti)	464.24
Model 5 (İH-Zr)	464.28
Model 6 (İH-H)	464.26
Model 7 (MT-Ti)	464.24
Model 8 (MT-Zr)	464.27
Model 9 (MT-H)	464.25

4.2.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bütün doğal diş modellerindeki stresler prepare diş kökünün lingualinde ve 1/3 kök yüzeyinin ortasında yoğunlaşmıştır. Doğal dişte meydana gelen en yüksek Von Mises stresleri Model 7 (MT-Ti)'de (35.92 MPa) tespit edilmiştir.

Doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (35.92 MPa)> Model 9 (MT-H) (33.46 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (32.69 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (32.06 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (31.38 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (30 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (29.96 MPa)> Model 3 (EH-H) (29.62 MPa)> Model 6 (İH-H) (29.52 MPa) şeklindedir (Resim 70, Resim 71, Resim 72, Şekil 9).

Doğal diş modellerinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak tüm modellerde preparasyon basamağının lingualinde stres yoğunlaşmaları tespit edilmiştir. Modellerdeki stresler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (19.97)> Model 8 (MT-Zr) (17.20 MPa)> Model 6 (İH-H) (15.11MPa)> Model 9 (MT-H) (14.28 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (12.86 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (12.45 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (11.71 MPa)> Model 3 (EH-H) (11.53 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (10.73 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (35.92 MPa)> Model 9 (MT-H) (33.46 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (32.96 MPa) şeklindedir.

İnternal hekazgonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Zr) (32.06 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (30 MPa)> Model 6 (İH-H) (29.52MPa) şeklindedir.

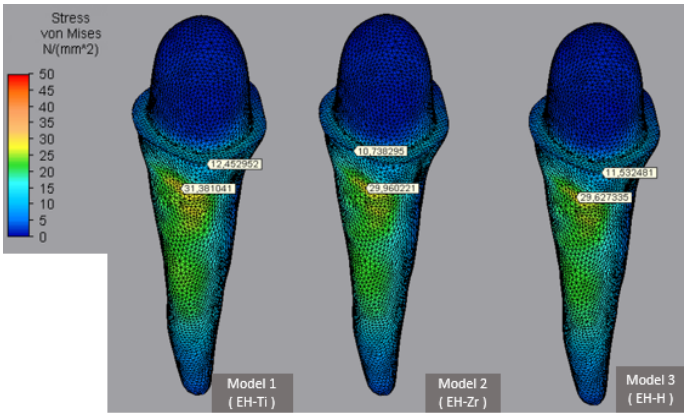
Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (31.38 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (29.96 MPa)> Model 3 (EH-H) (29.62 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (35.92 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (32.06 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (31.38 MPa) şeklindedir.

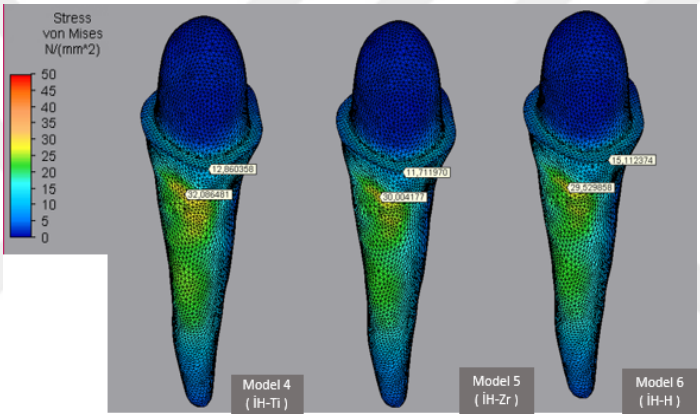
Zirkonya abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (32.96 MPa)> Model 5 (İH-Ti) (30 MPa)> Model 2 (EH-Ti) (29.96 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında doğal dişte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (33.46 MPa)> Model 3 (EH-H) (29,62 MPa)> Model 6 (İH-H) (29.52 MPa).

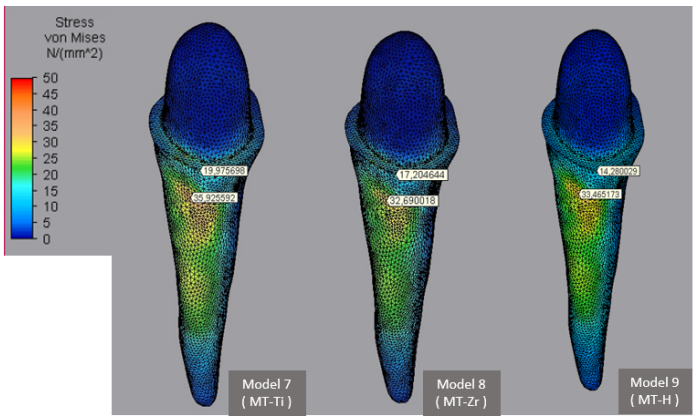
Doğal diş modellerinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak dişin kemik ile temas ettiği servikal 1/3 disto-lingual kısmında yoğunlaştığı tespit edilmiştir.



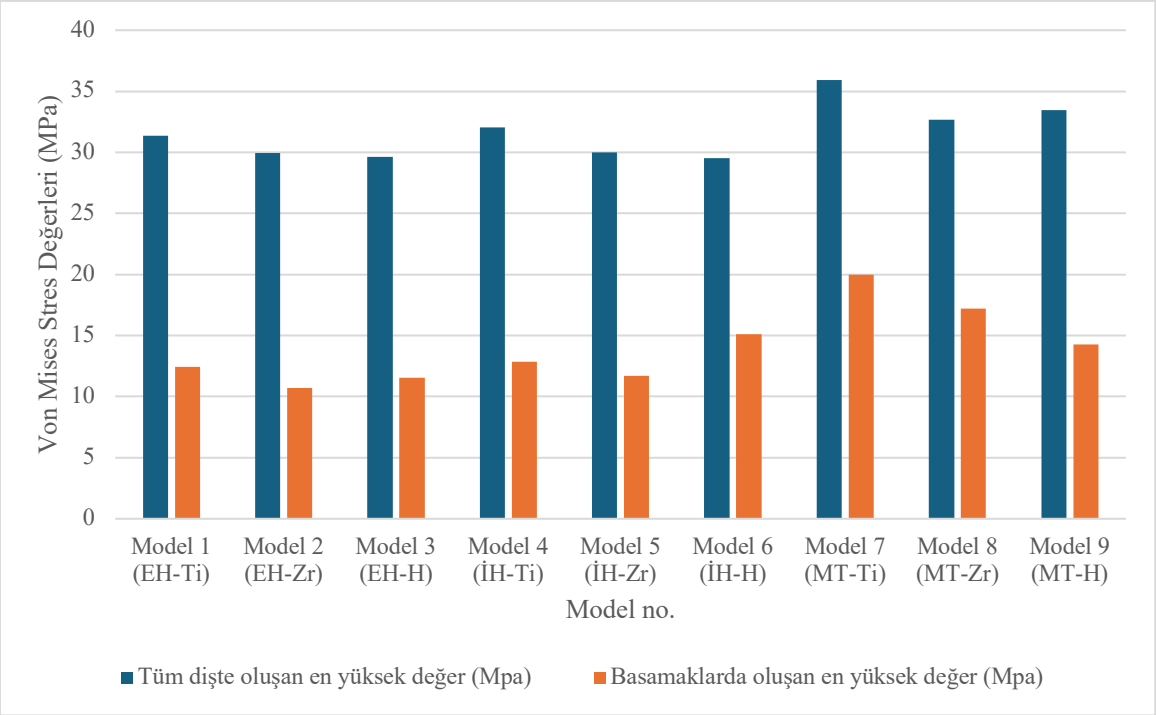
Resim 70. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 71. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 72. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 9. Oblik yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 5. Doğal diş modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Tüm Dişte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	31.38
Model 2 (EH-Zr)	29.96
Model 3 (EH-H)	29.62
Model 4 (İH-Ti)	32.06
Model 5 (İH-Zr)	30
Model 6 (İH-H)	29.52
Model 7 (MT-Ti)	35.92
Model 8 (MT-Zr)	32.69
Model 9 (MT-H)	33.46

4.2.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Eksternal hekzagonal ve internal hekzagonal bağlantıya sahip modellerde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Morse taper bağlantıya sahip modellerde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinde ve abutment gövdesinin oturduğu servikal 1/3 alanda yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Tüm modellerde stres değerleri homojen bir dağılım oluşturarak apikale doğru azalmaktadır.

Dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 9 (MT-H) (411 MPa)> Model 6 (İH-H) (357.5 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (291.3 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (278.9 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (253.4 MPa)> Model 3 (EH-H) (243.9 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (230.3 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (195.5 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (166.3 MPa) şeklindedir (Resim 73, Resim 74, Resim 75).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (253.4 MPa)> Model 3 (EH-H) (243.9 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (230.3 MPa) şeklindedir (Şekil 10).

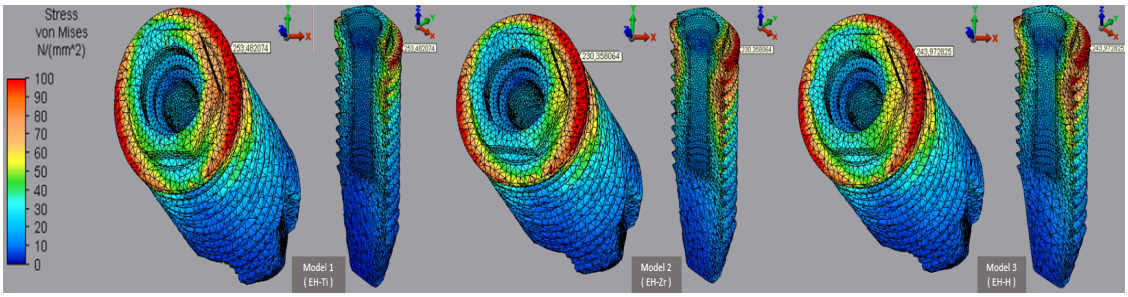
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (357.5 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (195.5 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (166.3 MPa) şeklindedir (Şekil 10).

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (411 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (291.3 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (278.9 MPa) şeklindedir (Şekil 10).

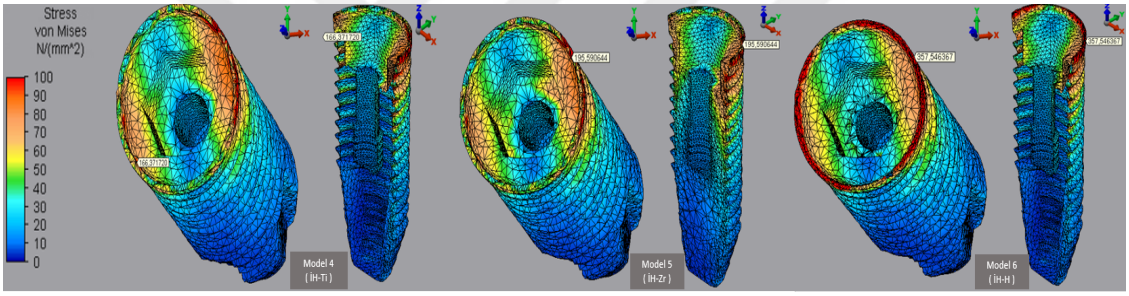
Titanyum abutment gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (278.9 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (253.4 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (166.3 MPa)şeklindedir.

Zirkonya abutment gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (291.3 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (230.3 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (195.5 MPa) şeklindedir.

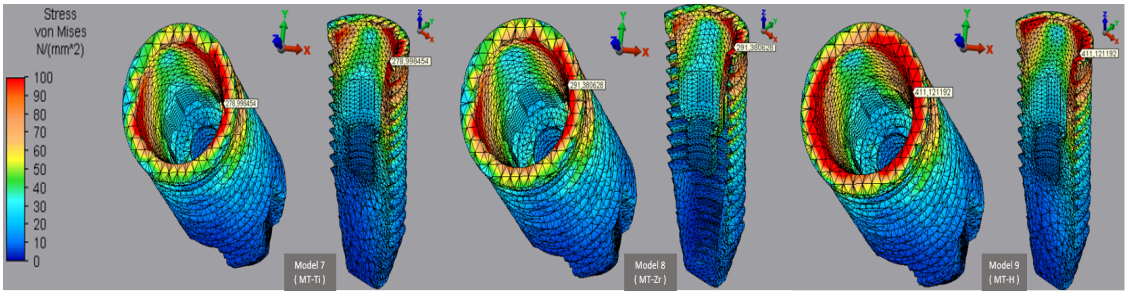
Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında dental implantta meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (411 MPa)> Model 6 (İH-H) (357.5 MPa)> Model 3 (EH-H) (243.9 MPa) şeklindedir.



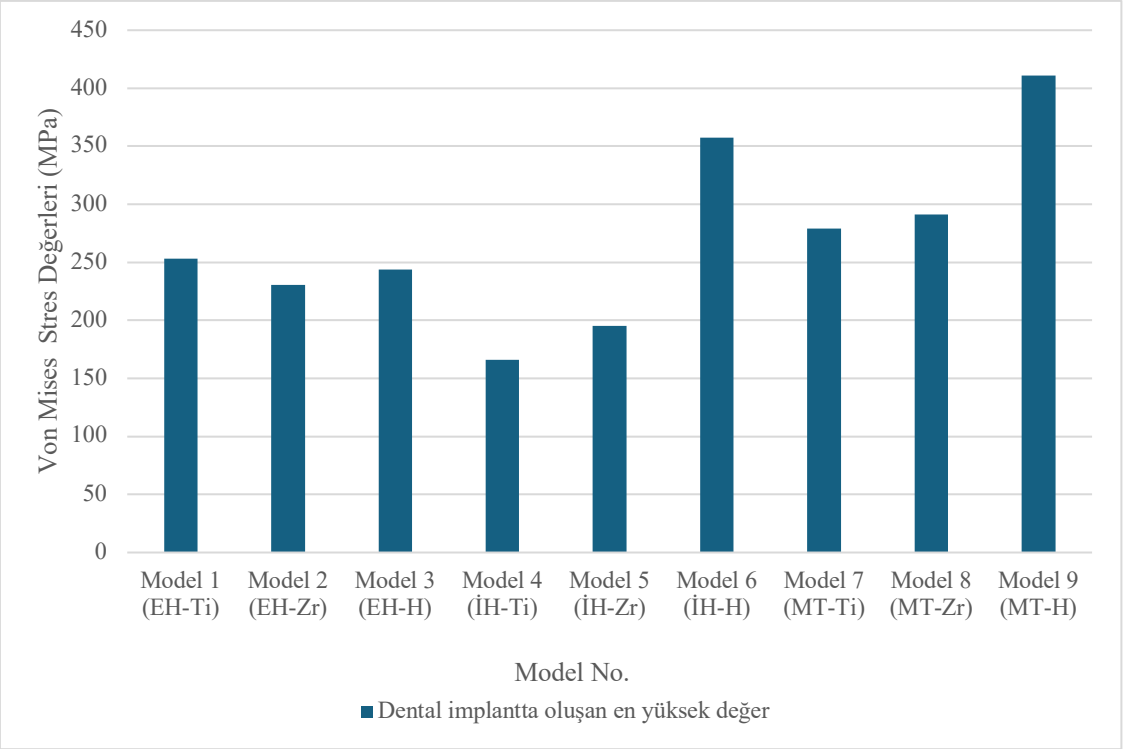
Resim 73. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 74. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 75. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 10. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 15. Dental implant modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Dental İmplantta Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	253.4
Model 2 (EH-Zr)	230.3
Model 3 (EH-H)	243.9
Model 4 (İH-Ti)	166.3
Model 5 (İH-Zr)	195.5
Model 6 (İH-H)	357.5
Model 7 (MT-Ti)	278.9
Model 8 (MT-Zr)	291.3
Model 9 (MT-H)	411

4.2.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Abutment modellerinde eksternal hekzagonal bağlantıya sahip tüm modellerde ve internal hekzagonal bağlantıya sahip olan Model 4 (İH-Ti)'te en yüksek Von Mises stres değerleri abutmentin basamağında tespit edilmiştir. Model 4 (İH-Ti) hariç tüm internal hekzagonal bağlantıya sahip modellerde ve morse taper bağlantıya sahip gruplarda ise en yüksek Von Mises stres değerleri abutmentin dental implant boynu ile temas ettiği bölgelerde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Ayrıca internal hekzagonal gruplarında eksternal altıgen kısmın disto-lingual hekslerinin abutmente oturduğu kısmında stres alanları tespit edilmiştir. Tüm modeller içerisinde en yüksek stres değeri Model 8 (MT-Zr)'de (333.2 MPa) tespit edilirken en düşük stres değeri ise Model 1 (EH-Ti)'de (181.77 MPa) olarak tespit edilmiştir.

Eksternal hekzagonal grubunda en yüksek stres değerleri abutmentin basamak bölgesinde tespit edilmiştir. Eksternal hekzagonal grubunda abutment basamağının lingual yüzeyinde stresler yoğunlaşmıştır. Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) zirkonya kısmı (319.6 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (239.3 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (181.7 MPa) şeklindedir (Resim 76).

İnternal hekzagonal grubunda Model 4 (İH-Ti) hariç en yüksek stres değerleri basamakta tespit edilmiştir. İnternal hekzagonal grubunda abutment basamağının bukkal ve mesial yüzeyinde stresler yoğunlaşmıştır. İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (255.7 MPa)> Model 6 (İH-H) zirkonya kısmı (193.8 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (191.5 MPa) şeklindedir (Resim 77).

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) zirkonya kısmı (155 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (77.4 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (66.2 MPa) şeklindedir (Resim 78).

Titanyum abutment gruplarında abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) (191.5 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (181.7 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (66.2 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutment gruplarında abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (255.7 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (239.3 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (77.4 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutment gruplarında zirkonya gövdenin abutment basamak bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) zirkonya kısmı (319.6 MPa)> Model 6 (İH-H) zirkonya kısmı (193.8 MPa)> Model 9 (MT-H) zirkonya kısmı (155 MPa) şeklindedir.

Ek olarak abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgelerde Von Mises streslerinin yoğunlaştığı alanlar tespit edilmiştir (Şekil 11).

Eksternal hekzagonal grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin lingualinde streslerin yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant ile abutmentin temas ettiği bölgede meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (211.5 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (172.2 MPa)> Model 3 (EH-H) ti-base kısmı (170.4 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubunda Model 4 (İH-Ti)'te en yüksek stres değeri abutmentin implanta temas ettiği kısımdadır. İnternal hekzagonal grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin lingualinde stresler yoğunlaşmıştığı tespit edilmiştir. İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant ile abutmentin temas ettiği bölgede meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (216 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (206.4 MPa)> Model 6 (İH-H) ti-base kısmı (138.9 MPa) şeklindedir.

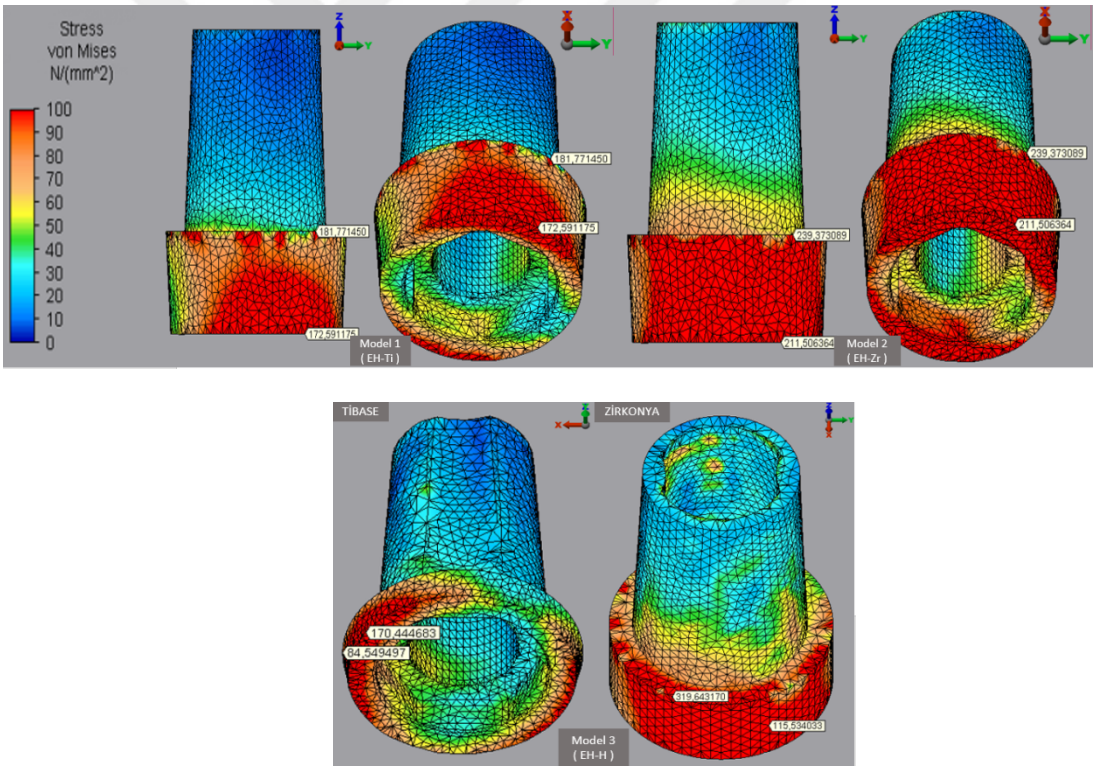
Morse taper grubunda en yüksek stres değerleri abutmentin implanta temas ettiği bölgededir. Morse taper grubunda dental implant ile abutmentin temas ettiği bölgenin disto-lingualinde stresler yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant ile abutmentin temas ettiği bölgede meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (333.2 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (301.8 MPa)> Model 9 (MT-H) ti-base kısmı (280.3 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant ile abutmentin temas ettiği bölgede meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan

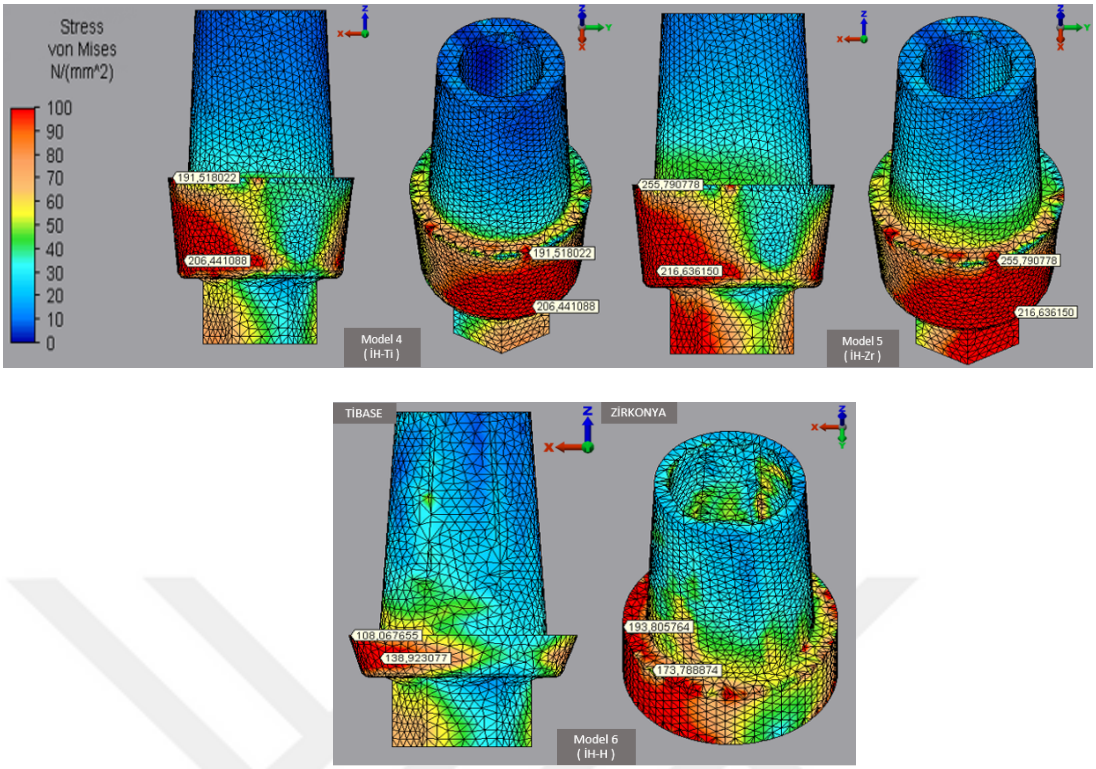
düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (301.8 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (206.4 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (172.2 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant ile abutmentin temas ettiği bölgede meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (333.2 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (216 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (211.5 MPa) şeklindedir.

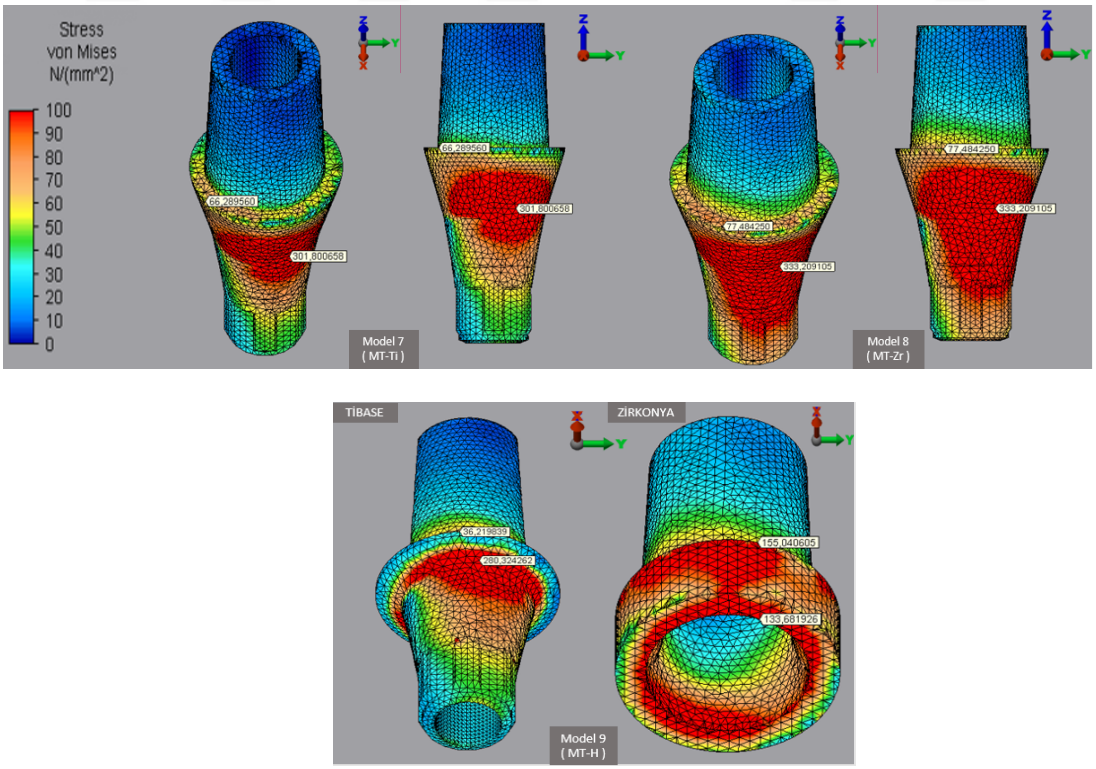
Hibrit (ti-base zirkonya) abutment grupları kendi içerisinde kıyaslandığı zaman ti-base abutmentin dental implant ile temas bölgesinde meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) ti-base kısmı (280.3 MPa)> Model 3 (EH-H) ti-base kısmı (170.4 MPa)> Model 6 (İH-H) ti-base kısmı (138.9 MPa) şeklindedir.



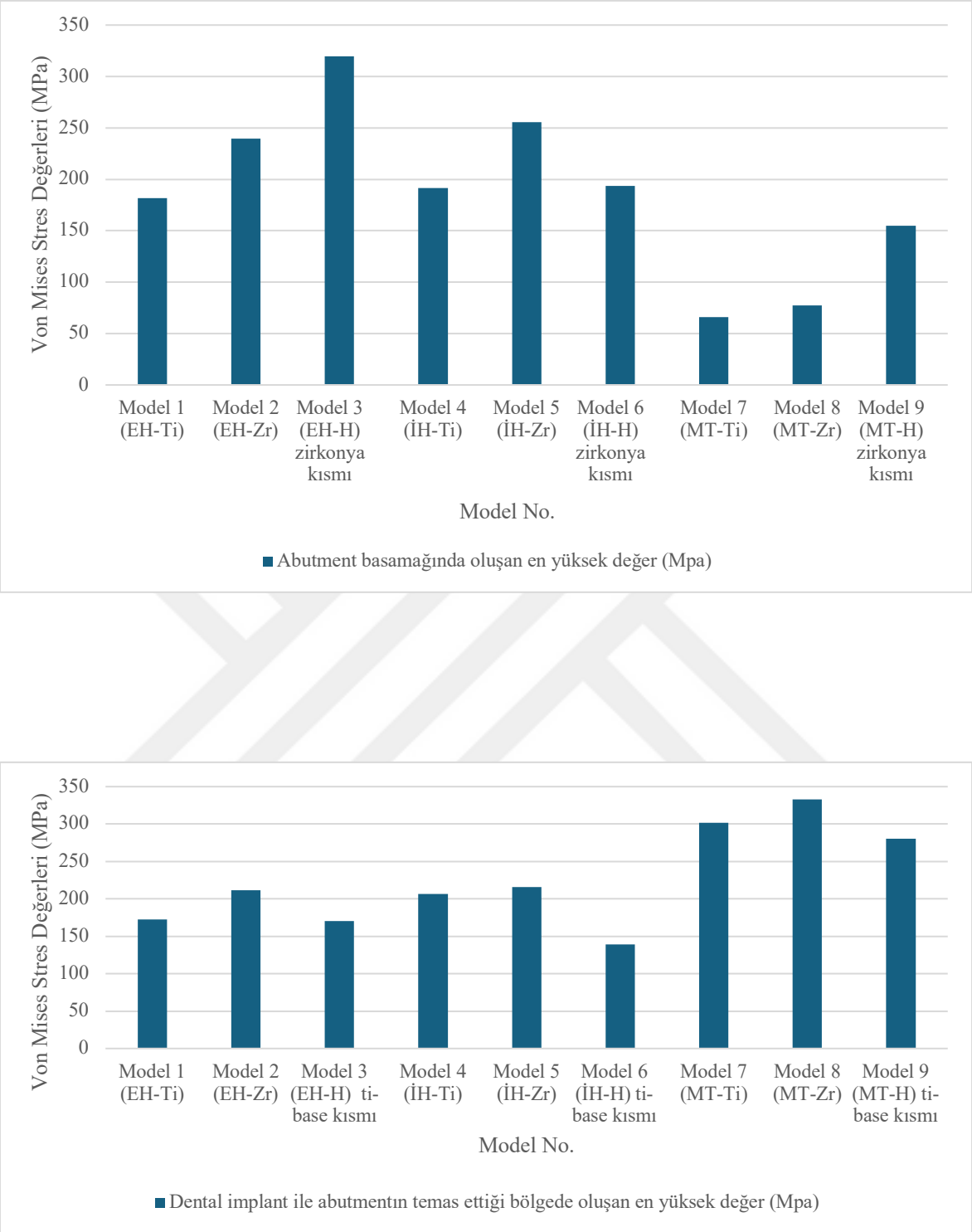
Resim 9. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 77. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 78. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 11. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 16. Dental abutment modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Abutment Basamağında Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (Mpa)
Model 1 (EH-Ti)	181.7
Model 2 (EH-Zr)	239.3
Model 3 (EH-H) zirkonya kısmı	319.6
Model 4 (İH-Ti)	191.5
Model 5 (İH-Zr)	255.7
Model 6 (İH-H) zirkonya kısmı	193.8
Model 7 (MT-Ti)	66.2
Model 8 (MT-Zr)	77.4
Model 9 (MT-H) zirkonya kısmı	155

MODEL	Dental İmplant İle Abutmentin Temas Ettiği Bölgede Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (Mpa)
Model 1 (EH-Ti)	172.2
Model 2 (EH-Zr)	211.5
Model 3 (EH-H) ti-base kısmı	170.4
Model 4 (İH-Ti)	206.4
Model 5 (İH-Zr)	216
Model 6 (İH-H) ti-base kısmı	138.9
Model 7 (MT-Ti)	301.8
Model 8 (MT-Zr)	333.2
Model 9 (MT-H) ti-base kısmı	280.3

4.2.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bağlantı vidası modellerinde meydana gelen en yüksek Von Mises stres değerlerinin vida başında yoğunlaştığı tespit edilmiştir. İkinci en yüksek Von Mises stres değerleri Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr) ve Model 3 (EH-H)'te vida başından sonra stres değerleri gövdenin disto-lingualinde, Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr) ve Model 6 (İH-H)'da vida gövdesinin vida başına yakın distal bölgesinde, Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr) ve Model 9 (MT-H)'da ise vida gövdesinin 1/3 ilk kısının disto-lingualinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Tüm modellerde apikale doğru stres değerleri azalmıştır. En yüksek stres değerleri morse taper bağlantıya sahip modellerde gözlenmiştir.

Tüm modellerde bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (145.7 MPa)> Model 9 (MT-H) (126 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (119.5 MPa)> Model 6 (İH-H) (76.82 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (73.61 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (72.36 MPa)> Model 3 (EH-H) (68.30 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.39 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (52.91 MPa) şeklindedir (Resim 79).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (72.3 MPa)> Model 3 (EH-H) (68.3 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.3 MPa) şeklindedir (Şekil 12).

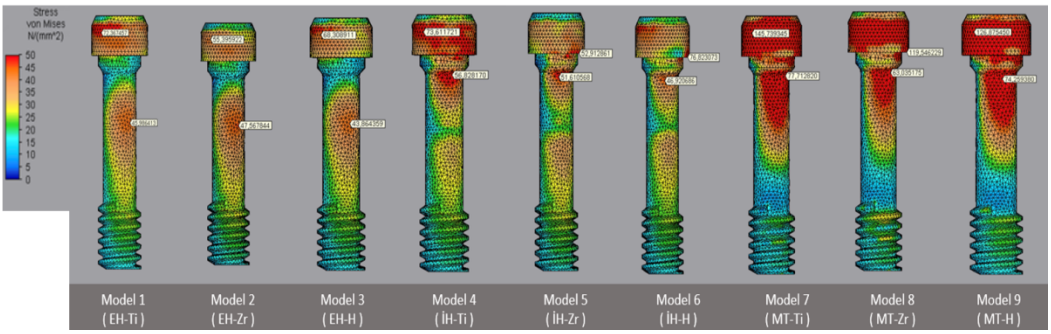
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (76.8 MPa)> Model 4 (İH-Zr) (73.6 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (52.9 MPa) şeklindedir (Şekil 11).

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (145.7 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (126 MPa)> Model 9 (MT-H) (119.5 MPa) şeklindedir (Şekil 11).

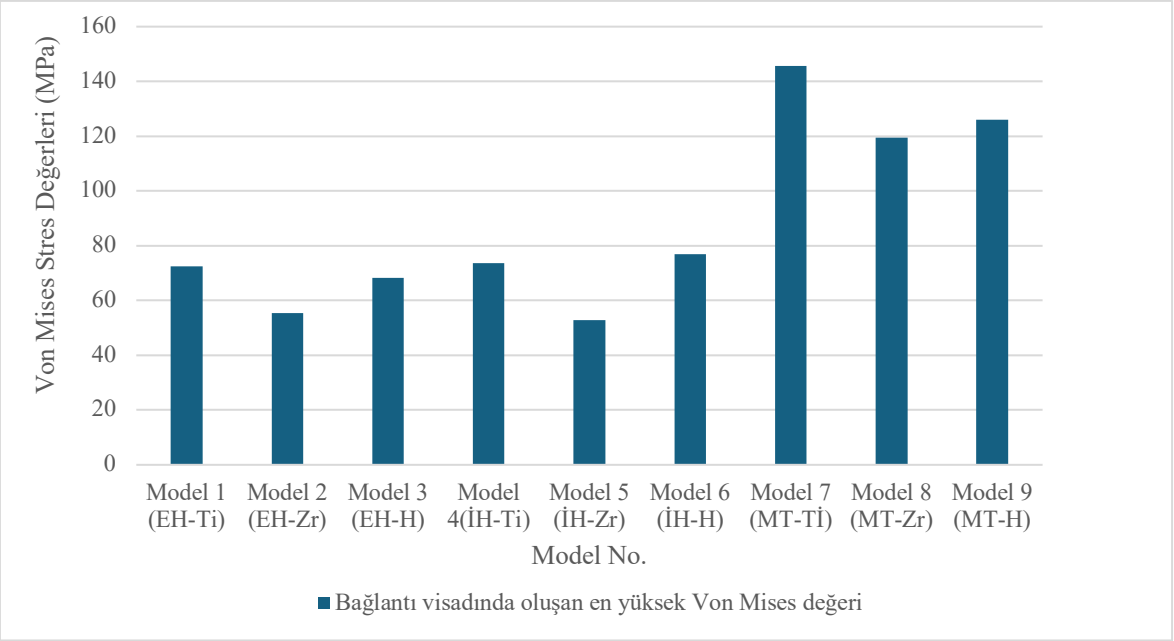
Titanyum abutment grubunda bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (145.7 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (73.61 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (72.3 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutment grubunda bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (119.5 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (55.39 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (52.91 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutment grubunda bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises stresler değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Modeli 9 (MT-H) (126 MPa)> Model 3 (EH-H) (68.3 MPa)> Model 6 (İH-H) (52.91 MPa) şeklindedir.



Resim 10. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H), Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H), Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 12. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 6. Bağlantı vidası modellerinde oblik yükleme sonucunda oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Bağlantı vidasında oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	72.3
Model 2 (EH-Zr)	55.3
Model 3 (EH-H)	68.3
Model 4 (İH-Ti)	73.6
Model 5 (İH-Zr)	52.9
Model 6 (İH-H)	76.8
Model 7 (MT-Tİ)	145.7
Model 8 (MT-Zr)	119.5
Model 9 (MT-H)	126

4.2.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Dokuz modelde de Von Mises stres değerlerinin diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Dokuz modelde de en yüksek Von Mises stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri Model 6 (İH-H)' da dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir. Kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stresleri dental implant-abutment bağlantı tasarımına ve abutment materyaline göre kıyaslandığı zaman benzer olduğu tespit edilmiştir.

Tüm modellerde diş soketinde gözlenen Von Mises stres değerlerinin en fazla kökün servikalinin lingual yüzeyine komşuluk yapan kortikal kemikte yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu değerler yüksekten düşüğe doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (12.9 MPa)> Model 9 (MT-H) (12.4 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (12.3 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (12.2 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (12.14 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (119 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (11.8 MPa)> Model 3 (EH-H) = Model 6 (İH-H) (11.7 MPa) şeklindedir (Resim 80, Resim 81, Resim 82).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (12.14 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (11.9 MPa)> Model 3 (EH-H) (11.7 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) (12.2 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (11.8 MPa)> Model 6 (İH-H) (11.7 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (12.9 MPa)> Model 9 (MT-H) (12.4 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (12.3 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (12.9 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (12.2 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (12.14 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (12.3 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (11.9 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (11.8 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (12.4 MPa)> Model 3 (EH-H)= Model 6 (İH-H) (11.7 MPa) şeklindedir.

Dental implantın boynu ile temasta olan kortikal kemik bölgesinde Von Mises stres değerleri tüm modellerde dental implantın boyun bölgesine komşu olan tüm kortikal kemikte tespit edilmişken modeller içerisinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 6 (İH-H)'da tespit edilmiştir.

İmplant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 6 (İH-H) (70.6 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (43.03 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (42.46 MPa)> Model 3 (EH-H) (41.8 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (41.4 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (41.3 MPa)> Model 9 (MT-H) (35.8 MPa)> Model8 (MT-Zr) (33.2 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (31.5 MPa) şeklindedir (Şekil 13).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (43.03 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (42.46 MPa)> Model 3 (EH-H) (41.8 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (70.6 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (41.4 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (413 MPa) şeklindedir.

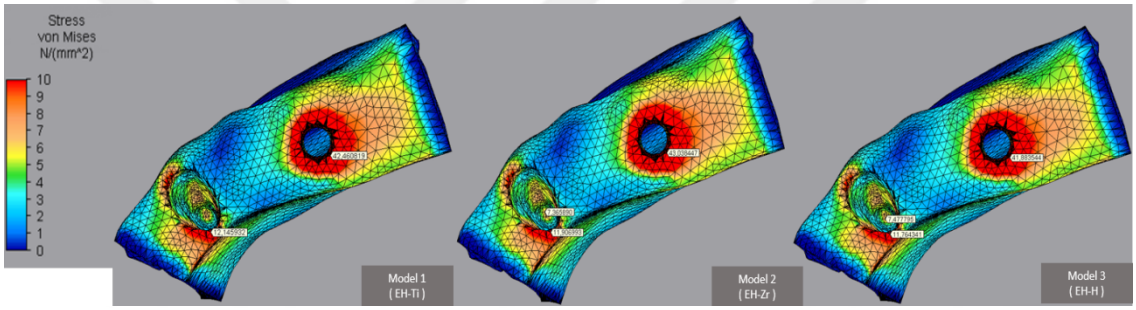
Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (35.8 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (33.2 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (31.5 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru

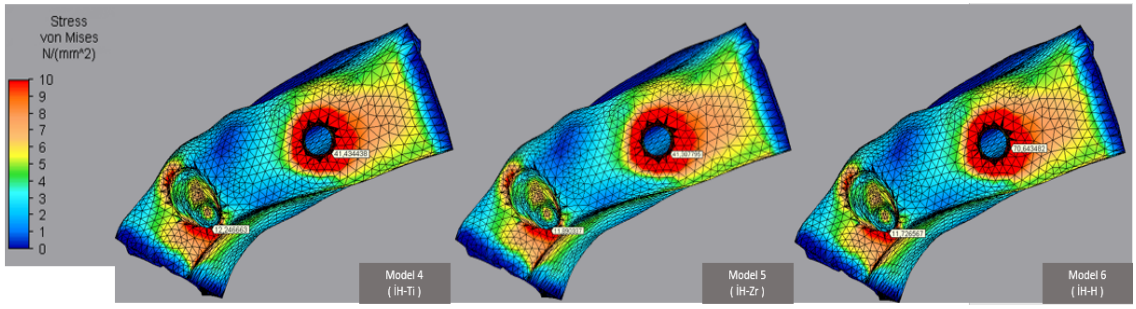
sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (42.46 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (41.4 MPa)>Model 7 (MT-Ti) (31.5 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (43.03 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (41.3 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (33.2 MPa) şeklindedir.

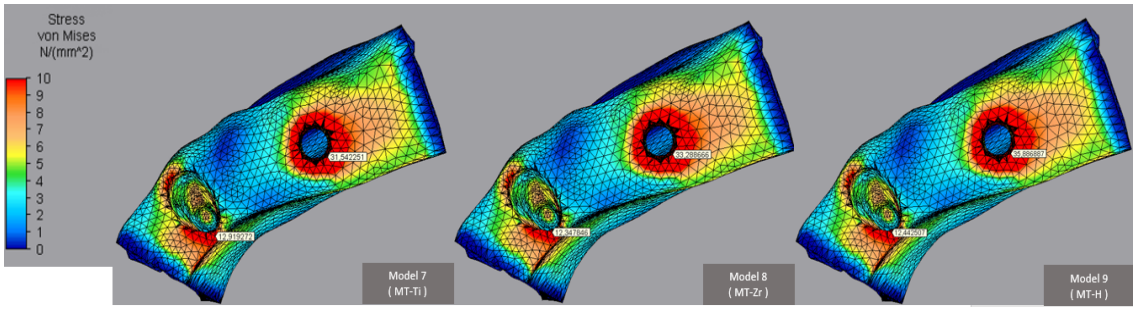
Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman V implant boynu ile temas eden kortikal kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 6 (İH-H) (70.6 MPa)> Model 3 (EH-H) (41.8 MPa)> Model 9 (MT-H) (35.8 MPa) şeklindedir.



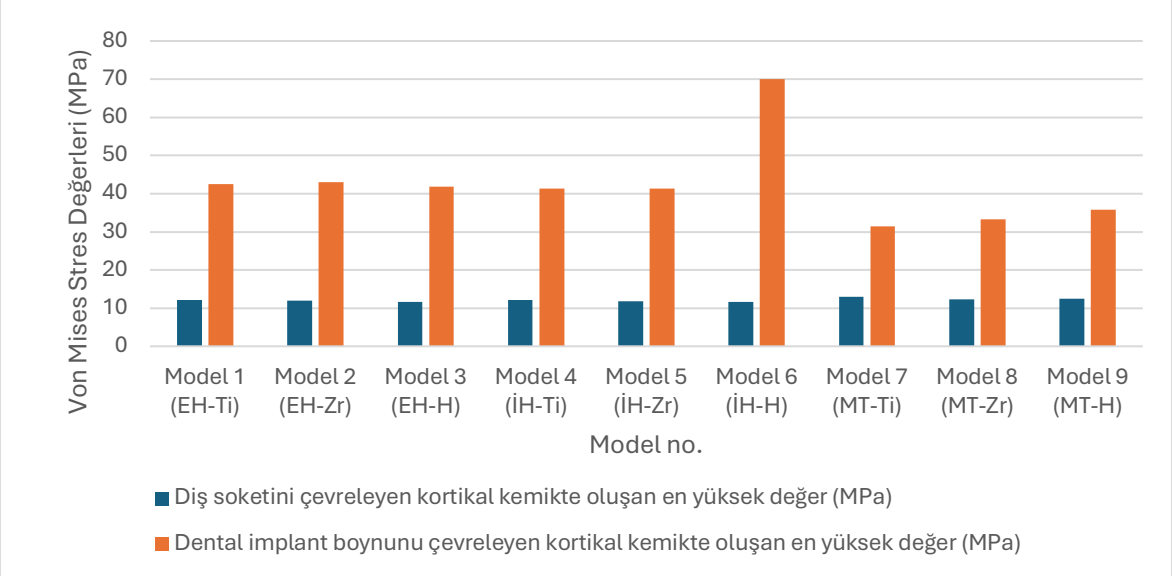
Resim 80. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 81. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 82. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 13. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 18. Kortikal kemik modellerinde oblik yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Diş Soketini Çevreleyen Kortikal Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)	Dental İmplant Boynunu Çevreleyen Kortikal Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	12.14	42.46
Model 2 (EH-Zr)	11.9	43
Model 3 (EH-H)	11.7	41.8
Model 4 (İH-Ti)	12.2	41.4
Model 5 (İH-Zr)	11.8	41.3
Model 6 (İH-H)	11.7	70
Model 7 (MT-Ti)	12.9	31.5
Model 8 (MT-Zr)	12.3	33.2
Model 9 (MT-H)	12.4	35.8

4.2.7. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Dokuz modelde de Von Mises stres değerlerinin diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan trabeküler kemik bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Dokuz modelde de en yüksek Von Mises stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stresleri dental implant-abutment bağlantı tasarımına ve abutment materyaline göre kıyaslandığı zaman benzer olduğu tespit edilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri Model 2 (EH-Zr)' de dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte tespit edilmiştir.

Tüm modellerde diş soketinde gözlenen Von Mises stres değerlerinin en fazla kökün servikalinin mesial yüzeyine komşuluk yapan trabeküler kemikte yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu değerler yüksekten düşüğe doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.21 MPa)> Model 9 (MT-H) (2.17 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (2.15 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (2.14 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (2.13 MPa)> Model 2 (EH-Zr) =Model 5 (İH-Zr) (2.1 MPa)> Model 3

(EH-H) (2.09 MPa)> Model 6 (İH-H) (2.08 MPa) şeklindedir (Resim 83, Resim 84, Resim 85).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (2.13 MPa)> Model 2 (EH-Zr) (2.1 MPa)> Model 3 (EH-H) (2.09 MPa) şeklindedir.

İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 4 (İH-Ti) (214 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (2.1 MPa)> Model 6 (İH-H) (2.08 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.21 MPa)> Model 9 (MT-H) (2.17 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (2.15 MPa) şeklindedir.

Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 7 (MT-Ti) (2.21 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (2.14 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (2.13 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (2.15 MPa)> Model 2 (EH-Zr) = Model 5 (İH-Zr) (2.1 MPa) şeklindedir.

Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman doğal diş ile temas eden trabeküler kemikte meydana gelen Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 9 (MT-H) (2.17 MPa)> Model 3 (EH-H) (2.09 MPa)> Model 6 (İH-H) (2.08 MPa) şeklindedir.

Dental implantın boynu ile temasta olan trabeküler kemik bölgesinde Von Mises stres değerleri tüm modellerde dental implantın boyun bölgesine komşu olan tüm trabeküler kemikte tespit edilmiştir. Modeller içerisinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 2 (EH-Zr)'de tespit edimiştir.

İmplant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (4.08 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (4.07 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (3.97 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (396 MPa)> Model 3 (EH-H) (3.94 MPa)> Model 9 (MT-H) (3.9 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (3.81 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (3.79 MPa)> Model 6 (İH-H) (3.39 MPa) şeklindedir (Şekil 14).

Eksternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (4.08 MPa)> Model 1 (EH-Ti) (3.97 MPa)> Model 3 (EH-H) (3.94 MPa) şeklindedir.

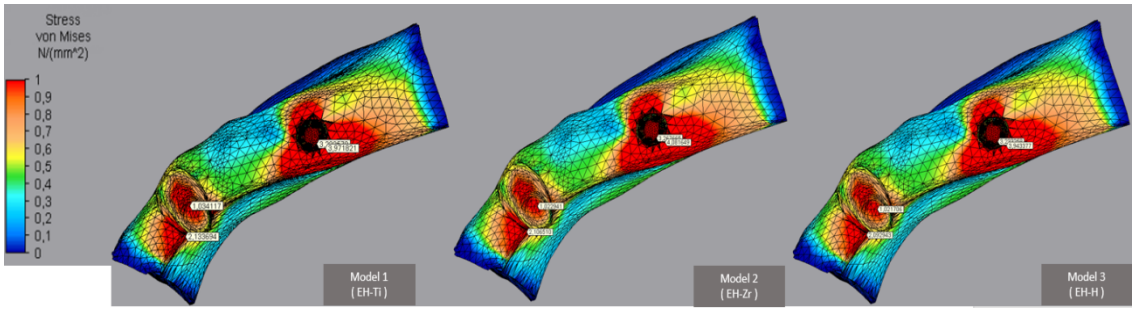
İnternal hekzagonal grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman Vo implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 5 (İH-Zr) (3.96 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (3.81 MPa)> Model 6 (İH-H) (3.39 MPa) şeklindedir.

Morse taper grubu kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 8 (MT-Zr) (4.07 MPa)> Model 9 (MT-H) (3.9 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (3.79 MPa) şeklindedir.

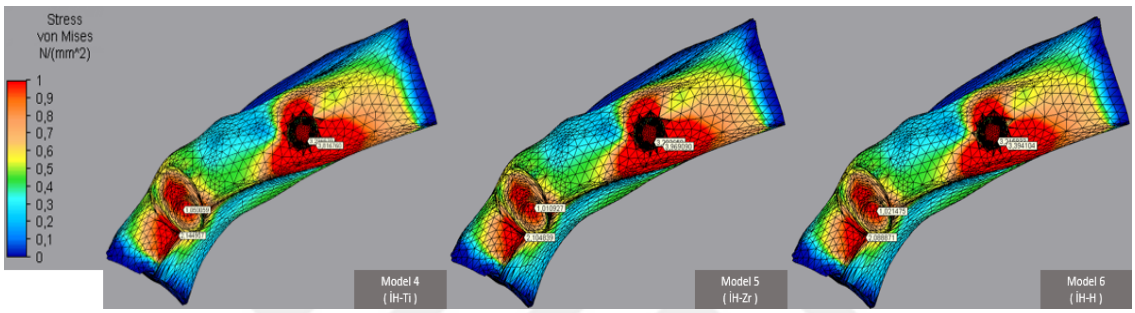
Titanyum abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1 (EH-Ti) (3.97 MPa)> Model 4 (İH-Ti) (381 MPa)> Model 7 (MT-Ti) (3.79 MPa) şeklindedir.

Zirkonya abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2 (EH-Zr) (408 MPa)> Model 8 (MT-Zr) (4.07 MPa)> Model 5 (İH-Zr) (3.96 MPa) şeklindedir.

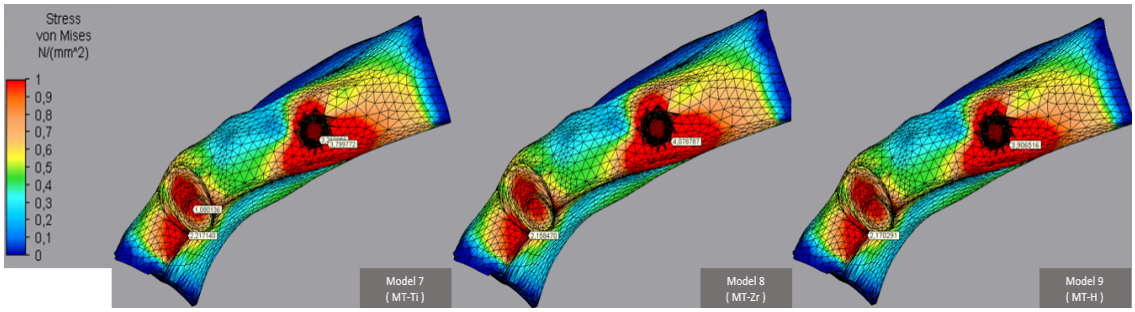
Hibrit (ti-base zirkonya) abutmentler kendi içerisinde kıyaslandığı zaman V implant boynu ile temas eden trabeküler kemikte Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3 (EH-H) (3.94 MPa)> Model 9 (MT-H) (3.9 MPa)> Model 6 (İH-H) (3.39 MPa) şeklindedir.



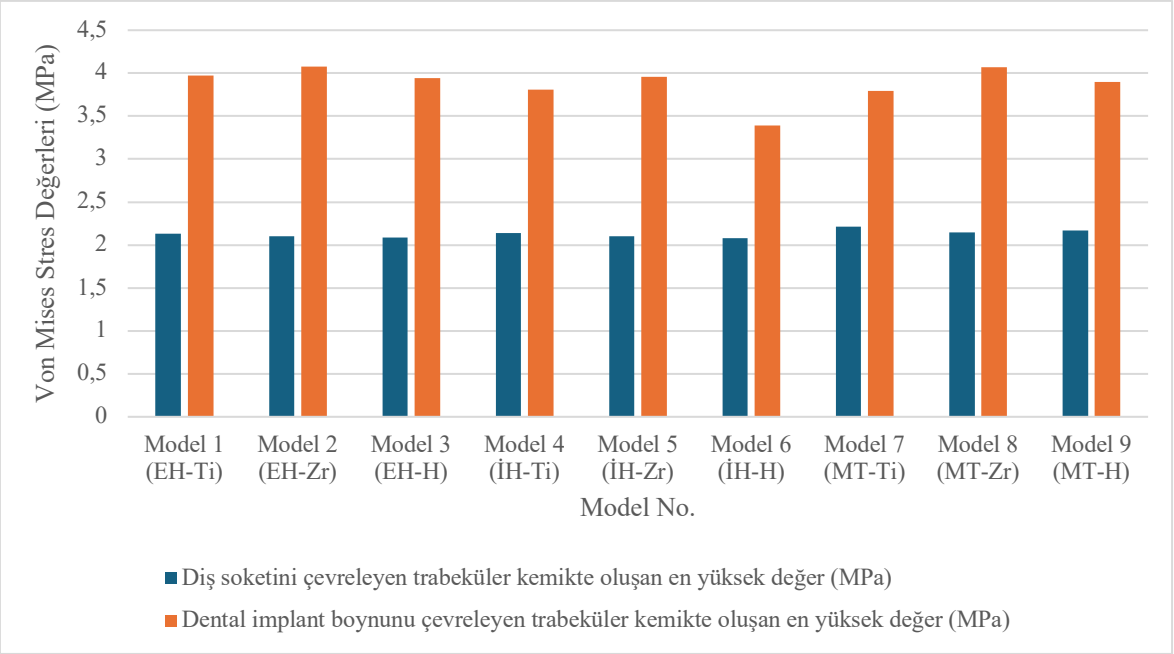
Resim 83. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)]



Resim 84. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)]



Resim 85. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri [Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)]



Şekil 14. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Tablo 7. Trabeküler kemik modellerinde oblik yükleme sonucunda diş soketini ve implant boynunu ile temasta olan kemikte oluşan MPa cinsinden Von Mises stres değerleri

MODEL	Diş Soketini Çevreleyen Trabeküler Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)	Dental İmplant Boynunu Çevreleyen Trabeküler Kemikte Oluşan En Yüksek Von Mises Stres Değeri (MPa)
Model 1 (EH-Ti)	2.13	3.97
Model 2 (EH-Zr)	2.1	4.08
Model 3 (EH-H)	2.09	3.94
Model 4 (İH-Ti)	2.14	3.81
Model 5 (İH-Zr)	2.1	3.96
Model 6 (İH-H)	2.08	3.39
Model 7 (MT-Ti)	2.21	3.79
Model 8 (MT-Zr)	2.15	4.07
Model 9 (MT-H)	2.17	3.9

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada doğal diş ve dental implantlardan destek alan sabit protezlerde kullanılan farklı implant-abutment bağlantı tiplerine ve farklı elastisite modülüne sahip abutment materyallerine gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik üzerinde oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Bu amaçla 44 numaralı doğal dişten ve 46 numaralı bölgeye yerleştirilen dental implanttan destek alan üç üyeli sabit protez ve bu protezi çevreleyen kemik kesitini içeren dokuz adet üç boyutlu model bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulmuştur. 46 numaralı bölgede, eksternal hekzagonal, internal hekzagonal, morse taper olmak üzere üç farklı dental implant-abutment bağlantı tipine sahip 11.5 mm uzunluğunda, 4.0 mm çapında dental implant ve titanyum, zirkonya ve hibrit (ti-base zirkonya) olmak üzere üç farklı abutment materyaline sahip olan implant modelleri hazırlanmıştır. Her bir modele hem vertikal hem oblik olmak üzere iki farklı kuvvet uygulanarak on sekiz analiz grubu elde edilmiştir.

Çalışmamızda protez sistemine uygulanan oblik ve vertikal kuvvetlerin sistemde yarattığı stresler karşılaştırılmıştır. Oblik ve vertikal kuvvetlerin uygulanması ile dental implantın komşu olduğu kortikal kemikte stresler, doğal dişin komşu olduğu kemikteki streslerden daha yüksek tespit edilmiştir. Her iki yönde de uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen stresler dental implanta komşu kortikal kemiğin benzer bölgelerinde dağılım göstermiştir.

Tüm yüklemeler sonucunda dental implanta komşu kortikal kemikteki en yüksek stres değeri Model 6 (İH-H)' da ve en düşük stres değeri Model 7 (MT-Ti)' de tespit edilmiştir. Doğal diş ile komşu olan kortikal kemikte ise en yüksek stres değeri Model 7 (MT-Ti)' de ve en düşük stres değeri Model 6 (İH-H) ile Model 3 (EH-H)'te tespit edilmiştir. Hem vertikal hem de oblik kuvvetlerin uygulanması sonucunda dental implantın komşu olduğu kortikal kemikte oluşan streslerin morse taper grubuna sahip modellerdeki abutment materyaline göre kıyaslama yapıldığı zaman en düşük stres titanyum grubunda, 2. en düşük stres ise zirkonya abutmentte tespit edilmiştir. Bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın 'doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde kullanılan farklı implant-abutment bağlantı tasarımının ve farklı elastik modülüne sahip olan abutment materyalinin doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası, protez, kortikal kemik ve trabeküler kemik yapılarında

oluşan streslerin miktarı ve dağılımı üzerinde farklı etkiler yaratmayacağı' şeklinde olan birinci yokluk hipotezi reddedilmiştir.

Bu karşılaştırma sonucunda protetik restorasyonlarda tespit edilen stresler hariç olmak üzere oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek değerde stresler oluşturduğu gözlenmiştir. Protetik restorasyonda ise vertikal kuvvetlerin oblik kuvvetlere göre daha yüksek değerde stresler oluşturduğu gözlenmiştir. Uygulanan kuvvetlerin yönlerinin stres oluşumunda yarattığı bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın 'doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezlerine gelen vertikal ve oblik kuvvetlerin sistemde oluşan stresler üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmayacağı' şeklinde olan ikinci yokluk hipotezi de reddedilmiştir.

Klinik çalışmaların sonucunda dental implant uygulamalarının başarı oranın yüksek olduğu bildirilmiştir. Dişsizliğin tedavisinde dental implant destekli köprü protezler ilk tercih olmaktadır (187–189). Dental implant uygulamaları anatomik, biyomekanik, sistemik ve ekonomik nedenlerle kısıtlanabilmektedir. Birden fazla diş eksikliği varlığında ve dişsiz bölgenin sadece dental implantlar ile desteklenecek şekilde restore edilemediği vakalarda implant ve doğal dişlerin birbirlerinden destek alması kabul edilebilir bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir (190). Klinik vakalarda (12, 84) sıklıkla posterior mandibular bölgede kısmi dişsizliğin gözlenmesi sebebiyle çalışmamızda posterior bölgede kısmi dişsizlik model tasarımları kullanılmıştır.

Doğru dental implant ve protez seçeneklerini belirlemek tedavi için oldukça önemlidir (191, 192). Yapılan araştırmalar sonucunda dental implant tedavilerinin kısa veya uzun dönem başarısındaki en önemli etkenlerden birisinin de biyomekanik faktörler olduğu düşünülmektedir (193–195). Oklüzal kuvvetlerin, dental implant ve implantı çevreleyen kemik dokusunda gerilmelere neden olarak kemik remodelasyonunu etkilediği bilinmektedir (196). Ayrıca implantlarda doğal dişlerde bulunan periodontal ligamentin olmaması, diş ve implant destekli protezler üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin direk olarak alveolar kemiğe iletilmesine, implantın boyun bölgesinde kemik kayıplarının meydana gelmesine ve daha ileri seviyelerde dental implantların başarısız olmasına sebep olabilmektedir (194, 195). Çalışmalar, dental implantın, abutmentin ve protezin yapıldığı materyalin, implantın ve abutmentin tasarımının, implant-abutment bağlantı tipinin, yükleme protokolleri gibi faktörlerin proteze gelen kuvvetler sonucunda oluşan stres değerlerini etkilediğini bildirilmiştir (154, 191–193, 197).

Doğal diş-dental implant destekli protezler hakkında yapılan çalışmalarda, eksternal hekzagonal, internal hekzagonal, morse taper bağlantı tasarımına sahip abutment ve implantlar kullanılmıştır (83, 84, 193, 197). Literatür tarandığı zaman doğal diş-implant destekli restorasyonlarda morse taper bağlantı tipinin, eksternal ve internal hekzagonal bağlantı tipi ile karşılaştırılmadığı fark edilmiştir. Bu çalışmalardan (83,84,193,197) örnek alınarak Farklı bağlantı geometrik yapısının farklı mekanik performansa yol açacağı düşüncesi ile çalışmamızda eksternal hekzagonal, internal hekzagonal, morse taper bağlantı tasarımları modellenmiştir.

Doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlardaki biyomekanik faktörlerin incelenmesi amacıyla yapılan in vivo araştırmalar ve klinik gözlemler kemikte oluşan streslerin büyüklükleri ve lokalizasyonları, doğal diş, dental implant ve protetik restorasyon hakkında yeterli veriler sağlayamamaktadır. Bu sebeple in vitro çalışmalar önem kazanmıştır (183, 198–200).

İn vitro çalışmalarda, biyomekanik yüklemeler sonucu oluşan etkileri incelemek için gerinim ölçer, kırılgan vernik, fotoelastik, halografik interferometri, termografik, radyotelemetri ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri (SESA) kullanılmaktadır (201). Kırılgan vernik yöntemi ile yapılan analizlerde sayısal veriler elde edilememektedir. Fotoelastik gerilme analizinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri gerçeği yansıtmakta yeterli olamamaktadır. Gerinim ölçer yöntemi de sadece ölçümleri yapan uçların temas bölgelerinde ölçüm yapmakta ve yöntem küçük objelerde uygulanamamaktadır. Lazer ışını ve radyotelemetri metotları ise uygulamanın zor olması nedeniyle çok fazla tercih edilmemektedir (202–205). Bu yöntemlerin birbirleri arasındaki değerlendirmelerin sonucunda sonlu elemanlar stres analizi (SESA) metodunun, diğer metotlardan daha üstün olduğu belirtilmiştir (206, 207). İnan ve ark. (206) çalışmasında, dental implantı çevreleyen peri-implant kemik dokusunda meydana gelen stres dağılımlarını değerlendirmek amacıyla fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemlerini kullanmıştır. Bu çalışma sonucunda her iki stres analizi yöntemi ile stres dağılımının değerlendirilebileceğini fakat sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yönteminin daha kapsamlı bilgi sağladığını belirtilmiştir (206).

SESA metodu, temel olarak herhangi bir geometriye sahip yapılardaki gerilme ve deformasyonları analiz etmek amacıyla kullanılan matematiksel bir metot olup araştırmaların yürütülmesindeki etik hususlar nedeniyle insan dokularındaki

biyomalzemelerin mekanik yönlerini değerlendirmek için bu metodun kullanılması son derece yararlı olmaktadır (208, 209). SESA metodunun temel kavramı, sürekli olan ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşturulan elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır (201).

Yapılan araştırmalarda SESA metodunun başarısını, doğruluğunu ve modellerdeki gerçekliğe yakınlığı eleman ve düğüm nokta sayısının etkilediği vurgulanmıştır (210–212). Eleman ve düğüm sayısının yüksek miktarlarda olması gerçek modele yakın bir geometrinin oluşturulabilmesi için önemlidir (210, 212). Fakat eleman ve düğüm sayısı artması yapılan analizleri hem zorlaşmakta hem de harcanan süreyi artmaktadır. Eleman ve düğüm sayısı az olduğu zaman ise model hakkında daha genel bilgiler elde edilmektedir (213). Bu sebeple birçok araştırmada eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmuş ya da incelenmek istenen bölgelerin dışında kalan bölgelerde eleman ve düğüm sayısı azaltılmıştır (214).

Çalışmalarda güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının 30 000-200 000 aralığında olması gerekmektir (210–212).

Texeira ve ark.'nın (211) çalışmasında, implantlardan 4.2 mm uzaklıkta kalan alanlardaki kemik modelinde sonlu elemanlar analizi sonuçlarının anlamlı olarak etkilenmediği sonucuna ulaşılmıştır. Şimşek ve ark. (215) çalışmalarında gözlem yapılacak alanın modellendiği kısıtlı alan modelleri kullanmış ve 121 877 eleman sayısı ile 24 032 düğüm sayısı elde etmişlerdir. Anterior bölgede doğal diş-dental implant bağlantısında non-rijit bağlantının etkisinin araştıran bir çalışmada yüklemenin yapılacağı alan modellenmiş ve 10 074 eleman sayısı ve 182 373 düğüm sayısına ulaşılmıştır (216). Bizim çalışmamızda olduğu gibi doğal diş ve implant bağlantısının değerlendirildiği bir tez çalışmasında kullanılan modellerde, belirtilen bu çalışmalardan daha yüksek olarak 29 418 düğüm ve 139 140 eleman sayısı elde edilmiştir (217).

Literatür bilgileri ışığında çalışmamızda yapılacak analizler için kısıtlı bir alanda modeller oluşturulmuştur. Çalışmamızda kullanılan modellerde, belirtilen bu çalışmalardan daha yüksek olarak düğüm ve eleman sayısı elde edilmiştir. Bu da bizim çalışmamızın yüksek derecede hassasiyete sahip olduğunu göstermektedir. Çalışmamızdaki Model 1 (EH-Ti), Model 2 (EH-Zr), Model 3 (EH-H)'te düğüm sayısı 74 795 ve eleman sayısı 385 392'tir. Model 4 (İH-Ti), Model 5 (İH-Zr), Model 6 (İH-H)'da düğüm sayısı 75 207 ve eleman sayısı 380 621'dir. Model 7 (MT-Ti), Model 8 (MT-Zr), Model 9 (MT-H)'da düğüm sayısı 78 934 ve eleman sayısı 380 776'dır. Bu düğüm ve eleman miktarlarının üç üyeli doğal diş-dental

implant destekli sabit köprü protezi ve yalnızca bu protezi çevreleyen kemiği içeren kısıtlı alana sahip modelden elde edilmiş olması çalışmamızın hassasiyetini göstermektedir.

Günümüzde SESA metodunda iki ve üç boyutlu modelleme yapılabilmektedir. İki boyutlu modelleme yöntemi; daha basit ve daha az zaman alıcıdır. Fakat gerçek cismin karmaşıklığını temsil etmede yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu modelleme ise daha karmaşık analizler yapılabilmektedir. Dezavantajı ise iki boyutlu yönteme kıyasla daha maliyetli olmasıdır (218).

Üç boyutlu SESA stresleri daha detaylı ve gerçeğe yakın analiz ettiği yapılan çalışmalar sonucunda bildirilmiştir (219–221). İsmail ve ark. (222), blade tipi dental implantlar kullanılarak iki ve üç boyutlu SESA metotlarını karşılaştırmıştır. İki boyutlu analizin sadece asal gerilme dağılımlarının incelenmek istendiği durumlarda yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Poiate ve ark. (219) aynı yükleme koşullarına tabi tutulmuş iki ve üç boyutlu modelleri karşılaştırmış. Her iki analiz metodunda da gerilme dağılımlarının benzer eğilimler gösterdiği belirtilmiştir. Fakat iki boyutlu modellerde gerilme değerlerinin, üç boyutlu modellere kıyasla daha yüksek bulunduğunu ve gerçeği yansıtmadığını sonucuna ulaşılmıştır. Karmaşık dental yapıların biyomekanik özelliklerinin incelenmesinde, üç boyutlu SESA metodunun daha güvenilir ve gerçeğe yakın sonuçlar verdiği literatürde kanıtlanmıştır. Bu bulgular ışığında çalışmamızda üç boyutlu SESA metodu tercih edilmiştir.

SESA metodunda materyallerin özellikleri, modellerdeki stres dağılımlarını ve streslerin miktarını etkilemektedir (223). In vitro analiz çalışmalarında, in vivo yapıların tüm özelliklerini tam olarak yansıtmak mümkün değildir. SESA metodunda biyolojik dokuların kompleks mekanik davranışlarını modellenmede bazı zorluklar mevcuttur. Alveolar kemik ve çevre dokular homojen değil anizotropik özellikler göstermektedir. Mevcut modelleme yöntemlerinin bu karmaşık mekanik özellikleri tam olarak yansıtması mümkün değildir (93, 150, 165, 224–228). Mevcut modelleme tekniklerinin sınırlamaları nedeniyle birçok modelleme çalışmasında kemik ve diğer dokuların izotropik davranış sergilediği varsayılmaktadır. Yükler modellemede genellikle implant veya kemik üzerine uygulanmaktadır. Kas aktivitesi ve kraniyofasiyal morfoloji gibi faktörler, gerçek klinik durumlarda oklüzal yükü önemli ölçüde etkilemesine rağmen, bireysel kas kuvvetlerini SESA modellerinde simüle etmek şu anda oldukça zordur (202).

Bu nedenle, çalışmamızda diğer birçok çalışmada da olduğu gibi periodontal ligament haricinde kemik dokusu dahil tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer bir malzeme olarak modellenmiştir.

Periodontal ligamentin mekanik davranışının karmaşıklığı ve non-lineer yapısı modelleme çalışmalarında önemli bir zorluk teşkil etmektedir (229). SESA metodunda periodontal ligametin lineer bir malzeme olarak modellenmesi, gerçeğe yakın stres ve gerinim tahminleri elde etmeyi zorlaştırmaktadır (230). Günümüzde daha güncel bir yaklaşım olan periodontal ligamentin non-lineer yapısını modellemek çeşitli diş hareketlerinin stres üzerindeki etkilerini daha detaylı inceleme imkânı sunmaktadır (231).

Maceri ve ark. (232) ve Uddanwadiker ve ark. (233) periodontal ligamentin biyomekanik yanıtları üzerinde önemli bir etkisi olup olmadığını incelemek için non-lineer ve lineer yapıya sahip periodontal ligamentin yüklemeye verdiği yanıtı SESA metodu ile karşılaştırmasını yapmıştır. Lineer modellerin, non-lineer modellere kıyasla diş apeksindeki ve servikal marjinlerdeki stres konsantrasyonunu daha düşük yansıttığını dolayısıyla lineer modellerin daha doğru olmayan sonuçlara sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bu bulgular Su ve ark. (234), Wu ve ark. (235) ve Wei ve ark. (236) tarafından yapılan çalışmalarda da desteklenmiştir.

Literatürdeki çalışmalar sonucunda, doğal diş ve dental implantların stres altında gösterdikleri farklı mekanik davranışları simüle edebilmek için periodontal ligamentin non-lineer olarak modellenmesi kritik öneme sahiptir. Bu sebeple çalışmamızda periodontal ligament non-lineer olarak modellenmiştir. 2009 yılında yapılan bir çalışmada periodonsiyumda yükleme altında meydana gelen değişimler kapsamlı bir şekilde araştırılmış ve periodontal ligamentin non-lineer yapısı SESA metodu için sayısal bir model haline getirilmiştir (237). Yaptığımız çalışmadaki analizler, bu sayısal veriler temel alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu verilerin kullanımı periodontal ligamentin lineer kabul edildiği çalışmalara kıyasla daha yüksek güvenirliğe sahip sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır.

Kemik canlı bir dokudur. Kemiğin yapısı izotropik değildir ve kemiğe gelen kuvvetlerin oluşturduğu deformasyon tüm bölgelerde aynı miktarda olmayabilir (202, 238). Dokudaki organik yapı ve izotropi çeşitli faktörlerden etkilenir. Bu nedenle bir dokunun homojen ve izotropik olduğunu varsaymak ve ortalama değerleri kullanmak, in vitro çalışmalardaki sonuçların gerçeğe yakın olmasına engel teşkil etmemektedir (239).

Keyak ve ark. (240) ile Huang ve ark.'nın (241) çalışmalarında klinik çalışmalar ve sonlu elemanlar analizi çalışmalarının sonuçları karşılaştırmış ve kemik modellerinin homojen, izotropik ve %100 osseointegre kabul edilen varsayımların gerçeği etkilemeyecek kadar önemsiz olduğunu belirtmişlerdir. 2020 yılında yapılan bir çalışmada da sonlu elemanlar analiz metodu kullanılarak iki boyutlu kortikal kemik modelleri modellenmiş ve kemik modelleri lineer, izotropik malzeme özellikleri dikkate alınarak tasarlanmıştır (242).

Doğal diş-dental implant destekli protezlerdeki streslerin SESA metodu ile incelendiği çalışmalarda da kemik homojen, lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilmiştir (183, 243–245). Çalışmamızda kemik, homojen, izotropik ve lineer bir malzeme olarak modellenmiş ve osseointegrasyon ise %100 kabul edilmiştir (224, 226–228, 246). Ancak alveolar kemik ile dental implant arasında hiçbir zaman %100 osseointegrasyon oluşmadığı da unutulmamalıdır (165).

Alveolar kemik yoğunluğu arttıkça, kemikte oluşan streslerin de azaldığı bilinmektedir (247). Yapılan birçok sonlu elemanlar çalışmasında da bu bilginin doğruluğu araştırılmıştır. Almeida ve ark. (248) 2015 yılında 4 farklı kemik yoğunluğuna sahip modellerde aksiyal ve bukkolingual kuvvetlerin neden olduğu stres dağılımını incelemişlerdir. Çalışmada, yüklemelerde en yüksek stres değerlerinin D3 ve D4 kemik yoğunluklarında gözlemlendiği belirtilirken D1 ve D2 kemikte ise daha düşük stres konsantrasyonları saptanmıştır. 2020 yılında farklı yoğunluktaki kemiğe yerleştirilen osseointegre implantların statik ve dinamik yüklemeye maruz kaldığında protez üzerinde oluşturduğu deformasyonun değerlendirildiği bir çalışmada, D4 kemiğinde von mises stres değerinin D2 kemiğine göre daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir (249). Sevimay ve ark. (184) sabit dental implant modelleri üzerinde oblik ve vertikal yüklemeler uygulanarak kemikte oluşan stres değerleri araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda oblik yüklemede, dik yüklemeye kıyasla stres değerlerinde artış gözlemlenmiş olsa da D2 ve D3 kemik yoğunluklarında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Mevcut literatürdeki çalışmalar, mandibular posterior bölgede alveolar kemik yoğunluğunun %50'sini D2, %46'sını ise D3 kemik yoğunluğundan oluştuğunu ortaya koymaktadır (250). Çalışmamızda literatür doğrultusunda, mandibular posterior bölgede sıklıkla gözlemlenmesi ve dental implant tedavisine uygunluğu nedeniyle, Lekholm ve Zarb sınıflamasına uygun D3 kemik yoğunluğuna eşdeğer elastisite modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır.

SESA metodunda kullanılacak modellerde, gerçek cismin tamamının mı yoksa sadece çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerektiğine dair net bir açıklama bulunmamaktadır. Kemiğin bir bütün olarak modellenmesinin asıl analizin yapılacağı alandaki analizlerde kısıtlamalara yol açabileceği belirtilmiştir (201). Ayrıca yapılan birçok çalışmada, kemik modellerinin boyutlarının belirlenmesinde, incelenecek protetik restorasyon türünün ve tasarımının kapsadığı kemik boyutlarının dikkate alınması gerektiği vurgulanmıştır (179, 192, 251).

Tada ve ark. (191) çalışmasında, mandibula kemiğini kutu şeklinde modellemişlerdir ve bu modelleme yaklaşımının hem araştırma süresini kısalttığını hem de elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olduğunu savunmuşlardır. Karbon fiber destekli polietereterketondan üretilen tek üye dental implant destekli protezin stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle değerlendirildiği bir çalışmada, implant, protez bileşenleri ile implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemik modellenmiştir (252). 2023 yılında yapılan başka bir SESA çalışmasında tek üye dental implantı ve çevresindeki trabeküler ve kortikal kemiği içerecek şekilde mesial ve distal taraflarına sabitleme kısıtlamaları yerleştirilmiştir (253).

Çalışmamızda daha ayrıntılı modeller hazırlayabilmek için araştırmacıların önerdiği yalnızca kuvvet iletim bölgelerini içinde bulunduran kemik kesiti modellenmiştir. Bu sayede kuvvet iletiminin ihmal edilebilecek seviyede olduğu alanların modellenmesinin önüne geçilmesi planlanmıştır. Çalışmamızda kemik kesiti, oluşan tüm stresleri kapsayacak şekilde 44 numaralı dişin 5 mm mesailinden, 46 numaralı dental implantın 9 mm distaline kadar modellenmiştir. Stresin modelleri uzayda sabit halde tutan destek alanlarına aktarılmaması ve hatalı sonuçlara neden olmaması amacıyla bu destek alanlar analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirilmiştir.

Von Mises stresler, maksimum ve minimum asal stres değerleri, SESA metoduyla yapılan stres analizlerinde sıklıkla değerlendirilen önemli parametrelerdir (254–257).

Dental implant, abutment, bağlantı vidası ve protez gibi farklı bileşenlerden oluşan analizin yapılacağı modeller, çeşitli yükler altında farklı stres dağılımları sergilemektediler (173, 212, 258). Bu nedenle, Von Mises stres değeri gibi tek bir stres ölçütü, bu sistemlerin stres analizinde daha kapsamlı ve bilgilendirici bir yaklaşım sunar. Von Mises stres değeri, farklı gerilme türlerinin (çekme, basınç, kayma) bir kombinasyonunu tek bir skaler değere

dönüştürerek, karmaşık stres durumlarının daha kolay değerlendirilmesini sağlamaktadır (173, 212, 258).

Kemikte oluşan stres değerlerini değerlendirmede hangi stres değerinin bakılması gerektiğine dair araştırmacılar arasında ortak bir fikir birliği sağlanamamıştır. Bazı araştırmacılar kemiği kırılgan bir malzeme olarak kabul ederek oluşan stres değerleri değerlendirmek için minimum ve maksimum asal stres değerlerinin kullanılması gerektiğini savunurken bazı araştırmacılar ise kemiği sünek bir malzeme olarak kabul ederek oluşan stres değerleri değerlendirmek için von mises stres değerlerinin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (15, 174, 184, 260–266).

Burr ve ark. (265) kemiğin yapısı gereği elastik olarak deforme olarak kırılmayı ve/veya yıkımı önleyebileceğini belirtmiştir. Bu bilgi birkaç çalışma ile desteklenmiştir (238, 266). İnsan kadavra kemikleri üzerinde yapılan, kemiğin kırılganlık özelliğinin incelendiği bir çalışmada, kemiğin koşullar izin verdiği sürece plastisite ve süneklik sergileme kabiliyetine sahip yarı kırılgan bir malzeme olduğu kabul edilmiştir (266). Bu nedenle ya yükleme ortamının ya da ortam koşullarının sünekliğin derecesini belirlediği ve yaş ilerledikçe kemikteki kırılganlığın arttığı vurgulanmıştır (266). Carter ve ark. (267) insan kortikal kemiğinin akma gerinimini 0.0068 olarak bildirmiştir. Gerinim seviyeleri akma geriniminden daha düşüktür ve kortikal kemiğin gerilme-gerinim eğrisinin doğrusal elastik kısmı içinde yer almaktadır. Gerinim seviyeleri akma geriliminden daha düşük olması**,** kortikal kemiğin normal insan aktiviteleri sırasında doğrusal elastik bölgede kaldığını ve kalıcı bir deformasyona uğramadan geri dönebileceğini gösterir. Başka bir deyişle, kemiklerimiz günlük hayatta maruz kaldığımız kuvvetlere dayanacak kadar sağlamdır ve kırılmadan önce esneyebilmektedirler (268, 269).

Biyomekanik mühendisliği perspektifinden bakıldığı zaman, kemiğin yapısal davranışının, uygulanan yüklerin belirli bir kırılgan akış moduna sahip sünek bir malzeme gibi davranmasına bağlı olduğu düşünülmektedir (270–274).

2016 yılında yapılan bir çalışmada kemiğin streslere maruz kaldığı zaman periodontal ligament sayesinde belirli miktarda geri kazanılabilir elastik deformasyona uğradığını, daha ileri seviyelerde ise mikro çatlakların ortaya çıktığını ve kemik kaybının oluştuğunu bildirmiştir (274). Moga ve ark. (270–273) tarafından yapılan çalışmalarda, dental dokuların (dentin, sement, dental pulpa, nörovasküler demet, periodontal ligament,

kemik) hepsinin belirli bir kırılgan akış moduna sahip sünek materyallere benzediği sonucuna varılmıştır.

Kemiğin tanımının ve sonlu eleman parametrelerinin, kemik ve dental implant kompleksinde oluşan streslerde etkisinin değerlendirildiği bir literatür incelemesi yapılmıştır (238). Yapılan bu literatür incelemesinde bazı çalışmalar sonucunda kemiğin anizotropik bir doku olmasına rağmen yaygın olarak izotropik bir malzeme olarak tanımlandığını ve kırılgan bir malzeme yerine sünek bir malzeme olarak analiz edildiği sonucuna varılmıştır (179, 197, 275, 276). Ayrıca bu derlemede analiz edilen veriler ışığında, diş hekimliği alanında sonlu eleman çalışmalarının yürütülmesi için bir standardizasyon olmadığı sonucuna da varılmıştır (238). Derlemede incelemeye dahil edilen çalışmaların çoğunda hem dental implantlar hem de kemik için Von Mises stres kriterleri kullanılmıştır (184, 198, 277, 278). Bu literatür derlemesine dahil edilen çalışmalardan sadece üç tanesinde kemik üzerindeki stresi hesaplamak için maksimum asal stres kriterini kullanmıştır(277–279).

2020 yılında yapılan başka bir çalışmada da SESA metodu ile internal konik bağlantıya sahip dental implant sisteminde meydana gelen stresler değerlendirilirken, kuvvete maruz kalan dental implant bileşenleri ve peri-implant dokular üzerindeki kuvvet dağılımında Von Mises stres kriteri kullanılmıştır (280). Mandibular ikinci premolar diş üzerinde çeşitli oklüzal yük tiplerini simüle ederek, peri-implant kemik dokusundaki stres dağılımını ve stres değerlerini inceleyen bir çalışmada, kemikteki Von Mises stres değerleri incelenmiştir (255). Sevimay ve ark. (184) SESA metodunu kullanılarak, 4 farklı kemik kalitesinin dental implant destekli mandibular krondaki stres dağılımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Araştırılan kemik kaliteleri için Von Mises kriteri kullanılmıştır. Doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde rijit ve rijit olmayan bağlantı sistemlerinde, kemik kalitesinin sistemin biyomekanik davranışı üzerinde bir etkisi olup olmadığının SESA metodu ile incelendiği bir çalışmada da abutment vidası, dental implant, protez, kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen stresi görüntülemek için Von Mises kriteri kullanılmıştır (197).

Çalışmamızda sünek materyal olarak kabul edilen dental implant, abutment, bağlantı vidası, protez ve doğal dişin sonlu elemanlar analizinde Von mises stres kriteri kullanılırken kemikte oluşan stresleri analiz edebilmek için Fiorillo ve ark. (280), Sevimay ve ark. (184), Tsouknidas ve ark.'nın (197) çalışmalarda tarif edildiği ve anlatıldığı şekilde kemik sünek bir materyal olarak kabul edilip Von Mises stres kriteri kullanılmıştır.

Osseointegrasyonun ve implant üstü restorasyonların uzun vadeli başarısı, oklüzal kuvvetlerden büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu nedenle, oklüzal yüklerin biyolojik dokular ve protetik yapılar üzerindeki etkilerini incelerken uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü, konumu ve yönünün doğru şekilde temsil edilmesi kritik önem taşımaktadır (248, 281, 282).

Doğal dişler ve dental implant üstü restorasyonların stres dağılımlarını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Fakat bu çalışmalarda uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü farklılıklar göstermektedir (281–283). Çalışmalarda uygulanan oklüzal kuvvetlerin farklılık göstermesinin temel sebebi, çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüklerinin hem dental ark boyunca hem de kişiden kişiye değişiklik göstermesidir. Bu farklılıklar bireyin yaşı, cinsiyeti, eklem problemleri, parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi birçok faktörden kaynaklanmaktadır (197, 203, 284–287).

Shemtov-Yona ve ark. (288) çiğneme kuvvetlerini en iyi temsil eden yükün tanımlanmasında fikir birliği olmadığını belirterek çiğneme yükünün 0-1000 N aralığında rastgele değişen bir yükleme spektrumuna sahip olduğunu bildirmiştir. Ferrario ve ark. (158) tarafından yapılan bir çalışmada, birinci premolar bölgesinde uygulanan kuvvetlerin 179-254 N arasında, birinci molar bölgesinde ise 234-306 N arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Bir in-vivo çalışmada, dental implant destekli sabit parsiyel protezler üzerindeki maksimum ısırma kuvvetlerinin premolar ve 1. molar bölgesinde 200 N'un altında**,** 2. molar bölgesinde ise 300 N'un altında olduğu tespit edilmiştir (289). Doğal diş-dental implant destekli protezlerle alakalı SESA çalışmalarının incelendiği literatür derlemesinde dahil edilen çalışmalar arasında yükleme koşulları farklılık göstermiştir. Uygulanan yükler 15 ila 300 N arasında değişmekte olup ortalama 182 N'dur (238).

Geleneksel SESA çalışmalarında, protetik restorasyonlara sadece aksiyel ve horizontal kuvvetler uygulanmıştır. Ancak bu yaklaşımın çiğneme sırasında oluşan gerçek kuvvetleri tam olarak yansıtamadığı fark edilmiştir. Dental implantların uzun aksları yönünde iletilen kuvvetler vertikal kuvvetler ve implantların uzun aksları ile açı yaparak iletilen kuvvetler ise oblik kuvvetlerdir (4). Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvet bileşenlerini içermektedir (225). Bu nedenle, oblik kuvvetlerin SESA modellerine dahil edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. Yapılan birçok çalışma, oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha gerçekçi bir şekilde yansıttığını göstermiştir (165, 258, 290, 291). Çalışmamızda daha gerçekçi analizler yapılabilmek amacıyla hem vertikal hem oblik kuvvetler uygulanmıştır.

Literatüre bakıldığı zaman uygulanacak oblik kuvvet açsının 30, 33, 45, 60, 75 ve 78.7 gibi farklı derece değerlerde uygulandığı görülmüştür (192, 200, 292–296). Özçelik ve ark. (200) SESA çalışmasında premolara 50 N, 1. ve 2. molara 100 N değerindeki kuvveti hem vertikal hem de 30 derece açı ile oblik olarak uygulamışlardır. Doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde non-rijit konnektörün protezin başarısına etkisinin incelendiği bir SESA çalışmasında, oblik kuvvet 45 derece açı ile 200 N olacak şekilde uygulanmıştır (216). Annibali ve ark. (287) çalışmasında posterior mandibulada birbirine splintlenmemiş ve splintlenmiş 2 üyeli dental implant üzeri restorasyonlarda 200 N vertikal kuvvet ve bukkal yüzeyden 45 derece açı ile 100 N yük uygulamışlardır.

Oklüzal kuvvetlerin, protetik restorasyonlarda kullanılan doğal dişler ve dental implantlar boyunca alveolar kemiğe nasıl iletildiği, tedavinin uzun vadeli başarısını doğrudan etkilemektedir (297). Oklüzal kuvvetlerin protetik restorasyonlarda dayanak olarak kullanılan doğal diş ve dental implantların uzun eksenine paralel şekilde kemiğe iletilmesi tedavinin prognozu açısından önemlidir (298). Bu nedenle yapılan restorasyonlarda temas tipi olarak tüberkül-fossa ilişkisinin kullanılması önerilmektedir (297, 298). Tüberkül-fossa ilişkisi, doğal dişlerde gözlemlenen bir oklüzal ilişkidir. Bu ilişki, doğal dişin fonksiyonel tüberkülünün karşıt dişin santral fossası ile üç noktada temas etmesiyle oluşur. Oluşan bu üç nokta teması, doğal dişe gelen kuvvetlerin uzun eksenine paralel olarak iletilmesini sağlayarak kemik üzerindeki stresi azaltır ve tedavinin prognozunu iyileştirir (298).

Çalışmamızda Okeson'un oklüzyon kriterlerine uygun olarak, tüberkül-fossa ilişkisine dayalı bir yaklaşım benimsenmiş ve vertikal yüklemede tüberkül-fossa ilişkisi temel alınarak karşıt doğal dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin temas noktaları belirlenmiştir. Ayrıca 44-45 no'lu premolar dişlerin her birine 100 N, 46 no'lu molar dişe ise 200 N değerinde olmak üzere toplamda 400 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Oblik yüklemede ise kuvvetler dinamik oklüzyon göz önünde bulundurularak fonksiyonel tüberkül tepelerine bukko-lingual yönde 45° açıyla uygulanmıştır. Her noktaya 100 N olacak şekilde uygulanmıştır. 44-45 no'lu premolar dişleri için 100 N, 46 no'lu molar diş için 200 N olarak toplam 400 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Tüm modellerde kuvvetler aynı noktalardan uygulanmıştır. Böylece kuvvetlerin sisteme eşit şartlarda uygulanması sağlanmıştır.

Çalışmamızda oblik kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres değerlerinin, vertikal kuvvet uygulanmasına kıyasla daha yüksek olduğunu gözlenmiştir. Chun ve ark. (299)

yaptığı bir çalışmada, farklı modellerdeki dental implantlara vertikal ve oblik kuvvetler uygulamışlardır. Çalışmada vertikal kuvvet uygulanan modellerde benzer stres dağılımları meydana gelmiştir. Oblik kuvvet uygulanan modellerinde stres dağılımında önemli farklılıklar gözlemlenmiştir. Tek üye dental implantlardaki farklı abutment ve kron materyallerinin stres dağılımına olan etkİsinin incelendiği 2023 yılında yapılan bir SESA çalışmasında oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlerden daha fazla stres oluşturduğu ve protetik sistemin başarısında daha etkili olduğu düşünüldüğü için yalnızca 150 N değerinde oblik kuvvet uygulanmıştır (300). Bu çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular literatür (200, 216, 238, 257, 299, 300) ile benzer ve oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlerden daha yüksek stres değerleri göstermesi çalışmamızı destekler niteliktedir.

Sadece dental implantlardan destek alınan sabit protezler ilk tercih olmalarına karşın, anatomik zorunluluklar ve hastaya bağlı koşullar göz önünde bulundurulduğunda doğal diş-dental implantlardan destek alan sabit protezler tedavi seçeneği olarak geçerliliğini korumaktadır (193, 301–304). Dental implantlarda, doğal dişlerde bulunan periodontal ligamentin olmaması sebebiyle kemik dokusu ile direkt temas halindedir. Bu farklılık, implantların biyomekanik davranışını doğrudan etkilemekte ve oklüzal yükler altında farklı stres dağılımlarına neden olmaktadır (110, 220, 305). Dolayısıyla, doğal diş ve implantların aynı protetik yapıda birleştirilmesi biyomekanik uyumsuzluk açısından dikkatle değerlendirilmesi gereken bir konudur ve bu tip protezler hakkında yapılan araştırmalar halen kıymetli ve önemlidir (220).

Shenoy ve ark. (193) doğal diş-dental implant destekli sabit protezler hakkındaki çalışmaları içeren bir literatür taraması yapmıştır. Literatür taramasının sonucunda doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonların önemli bir tedavi alternatifi olduğunu bildirmiştir. 2019 yılında Stein-Lausnitz ve ark. (302) tarafından yapılan bir meta-analiz çalışmasında en az üç yıl takibe sahip çalışmalar dahil edilmiş ve kısmi dişsizliğe sahip bireylerde doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonların ekonomik bir tedavi seçeneği olduğunu bildirilmiştir. La Monaca ve ark.'nın (303) yayınladıkları bir meta-analiz çalışmasında da sadece dental implantlardan destek alan sabit protetik restorasyonlar ile doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonların sağkalım ve komplikasyon riskleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda her iki restorasyon tipinde gözlenen biyolojik komplikasyon, protetik komplikasyon ve protetik başarısızlık oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (303).

Doğal diş-dental implant destekli restorasyonların incelendiği bir derlemede bu tip restorasyonlar için 10 yıllık sağkalımın oranının %77.8 olarak tahmin edildiği bildirilmiştir (306). Doğal diş-implant destekli sabit protetik restorasyonlar için 2021 yılında yapılan bir çalışmada (307) restorasyonun 10 yıllık sağkalım oranının %89'dan fazla olduğu bildirilirken 2024 yılında yapılan bir çalışmada ise bu tip restorasyonlarda implantların sağkalım oranın %95.4 olduğu bildirilmiştir (308). Bu çalışmalar, söz konusu protezlerin kullanımının yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir.

Mandibular posterior bölgede yer alan doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protezler üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda, bu tip protezlerin kullanılmasının biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından yüksek risk faktörü taşımadıkları sonucuna ulaşılmıştır (12, 83). Mandibular posterior bölgede doğal diş ve dental implant desteği ile üç üyeli sabit protezlerin modellemesi, bu alandaki çalışmaların bulgularına dayanarak araştırmamızda tercih edilen yöntem olmuştur.

Doğal diş ve dental implantlarda gözlemlenen hareket farklılığı bu iki yapı arasındaki biyomekanik farklardan birisidir. Bu tip protezlerde dental implantın üzerine daha fazla yükün geleceği belirtilmiştir (110, 183). Bu biyomekanik farklı ortadan kaldırmak ve implantın başarısı için rijit olmayan ve rijit bağlantı tasarımlarının kullanımı gündeme gelmiştir (199, 216, 227, 243, 309). Doğal diş ve dental implant destekli sabit restorasyonlarda rijit bağlantı tasarımların güvenilir ve uzun ömürlü olduğu, birçok çalışma tarafından kanıtlanmıştır ve mekanik başarısızlık oranlarının düşmesi ve restorasyonların daha uzun ömürlü olması gibi avantajları nedeniyle araştırmacılar tarafından kabul görmüştür (225, 310, 311). Doğal diş-dental implant destekli protezlerde rijit bağlantı tipini savunan araştırmacılar, dental implant ve doğal dişlerin farklı hareket özelliklerine sahip olduğunu kabul etseler de implant sisteminin bu hareket farkını telafi edecek ve yükün paylaşılmasını sağlayacak yeterli esnekliğe sahip olduğunu düşünmektedirler (311–313). Ayrıca Srinivasan ve ark. (314) doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyonlarda tercih edilen konektörlerin rijit olması gerektiğini ve non-rijit konektörlerin kullanılmasının protez üzerinde daha zararlı etkilere neden olabileceğini belirtmiştir. Bu düşünce diğer çalışmalar tarafından da desteklenmektedir (315, 316).

Önceki çalışmalardan hareketle, doğal diş-implant destekli üç üyeli sabit protezlerde rijit bağlantı tasarımını tercih ettik. Literatür taraması, bu tür protezlerde farklı implant-abutment bağlantı tipleri ve abutment materyallerinin uzun dönemli başarısı üzerine yeterli

araştırma yapılmadığını göstermektedir. Bu çalışmanın amacı, bu tip protezlerin biyomekanik davranışlarındaki farklılıkları daha iyi anlamaktır.

Bir materyalin stresleri absorbe edeBilmesi materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır (291). Yapılan çalışmalarda kortikal kemiğin trabeküler kemikten daha büyük bir elastik modüle sahip olduğu ve bunun stres aktarımını kolaylaştırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Kortikal kemik trabeküler kemiğe kıyasla streslere daha fazla dayanıklıdır (255, 317).

Mesialdeki desteği doğal diş, distaldeki desteği ise dental implant olan sabit restorasyonlarda kuvvetler bu iki destek arasında paylaşılır (12). Protezin mesial dayanağı olan doğal diş kuvvetleri tam olarak karşılayamadığından distal dayanak olan dental implantta mesial yönlü bir tork kuvveti oluşmaktadır (12). Oluşan mesial yönlü tork kuvveti dental implant tarafından kemiğe iletilen streslerin dental implantın mesialindeki kortikal kemikte yoğunlaşmasına neden olmaktadır (12, 318). Bazı çalışmalar ise doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyonlar üzerine gelen kuvvetler sonucunda streslerin peri-implant kortikal kemiğin distal bölgesinde yoğunlaştığını bildirmiştir (182, 220). Yapılan birçok çalışmada da kuvvetler sonucunda meydana gelen en yüksek stres değerleri kortikal kemikte ve kortikal kemiğin dental implant boynunu çevreleyen servikal 1/3 kısmında yoğunlaşmıştır (197, 243, 319, 320). Farklı bağlantı tasımlarına sahip dental implant ile dişten destek alan protezlerin biyomekanik davranışlarının karşılaştırıldığı bir SESA çalışmasında kuvvetler sonucunda kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri gözlenmiş ve stresler peri-implant kortikal kemiğin servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır (243). Doğal diş-dental implant destekli restorasyonların araştırıldığı bir çalışmada kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek yüksek oranda stresler tespit edilmiştir. Ayrıca peri-implant kemiğin servikal kısmında stres yoğunlaşması gözlenmiştir (320).

Çalışmamızdaki tüm modellere vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında dental implantın etrafındaki hem trabeküler hem de kortikal kemikte, doğal diş çevresindeki trabeküler ve kortikal kemikten daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Çalışmamızda daha önce yapılan çalışmalarla benzer şekilde peri-implant kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek stres değerli gözlenmiştir. Ayrıca Saint-Venant prensibine uygun olarak, en büyük stres dental implantın kemikle ilk karşılaştığı bölgede, servikal 1/3 kısmında meydana gelmektedir (321). Bu sebeple dental implantın servikal bölgesinde stresin yoğunlaşması beklenen bir durum olmaktadır (257, 322, 323).

Kemik ve dental implant kompleksinde oluşan streslerde kemiğin tanımının ve sonlu eleman parametrelerinin etkisinin değerlendirildiği bir literatür incelemesinde dahil edilen çalışmalarda kemikte meydana gelen ortalama Von Mises stres değeri 216.6 MPa'dır (238). Maksiller anterior bölgede doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde non-rijit konnektörün protezin başarısına etkisinin incelendiği bir sonlu elemanlar analiz çalışmasında vertikal kuvvetler sonucu kortikal kemikte Von Mises stresi 85.9 MPa, oblik kuvvetler sonucu kortikal kemikte Von Mises stresi ise 109.5 MPa bulunmuştur (216).

Çalışmamızda dental implant boynunu çevreleyen kortikal kemikteki oblik kuvvetlerde en yüksek değer Model 6 (İH-H) 70 MPa, en düşük değer ise Model 7 (MT-Ti) 31.5 MPa'dır. Tüm modellerde doğal diş etrafındaki kortikal kemikte oluşan stresler hem vertikal hem de oblik kuvvetlerde benzer dağılım göstermiştir. Bu stres değerleri daha önce yapılan birçok çalışmadan daha düşük tespit edilmiştir (179, 238).

Literatür incelendiğinde siman aralığı ve mukoza kalınlığı sesa metodu ile yapılan birçok çalışmada dikkate alınmamıştır. Abutment ve kron arasındaki siman tabakasının inceliğinin analizleri minimum seviyede etkileyeceği düşünülmektedir (174, 175, 324). Bu nedenle çalışmamızda siman ve mukoza kalınlığı değerlendirilmeye dahil edilmemiştir.

Daha önceki yapılan diş-implant destekli restorasyonların başarısı ile ilgili çalışmalarda protez kırılması, vidaların gevşemesi ve kırılması, altyapı kırılması, osseointegrasyon kaybı, dental implantın kırılması ve intrüzyon gibi farklı başarısızlıklar gözlemlenmiştir (220, 304, 307, 325, 326).

İmplant-implant ve doğal diş-implant destekli restorasyonlardaki başarısızlıkların incelendiği 2021 yılında yapılan bir klinik çalışmada dental implant kaybı ve dayanak diş kaybının restorasyonlardaki başarısızlığının en yaygın nedenleri olduğu bildirilmiştir. Bu tip protezlerde başarısızlıkların ağırlıklı olarak biyolojik nedenle meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır (307). Ancak bu çalışmalar klinik çalışmalardır ve sonuçlarını doğrudan SESA çalışmaları ile karşılaştırmak mümkün değildir. Buna rağmen, klinik çalışmalardan elde edilen bilgiler, doğal diş-dental implant destekli protezlerin mekanik ve biyolojik risklerini analiz etmek için kullanılabilir (220, 304, 307, 325, 326).

Çalışmamızda diş ve implantların dayanak olarak kullanıldığı restorasyonlarda farklı implant-abutment bağlantı tasarımları ile farklı abutment materyallerinin sistem üzerinde meydana getirdikleri streslerin analiz edilmesi ve başarısızlık modlarının tanımlanması amaçlanmıştır.

Gelişmiş biyomekanik özellikleri sayesinde tam seramik sistemler günümüzde dental implant üstü restorasyonlarda metal seramik restorasyonlara bir alternatif haline gelmiştir (327). Rammelsberg ve ark. (307) 2021 yılında yaptıkları bir araştırmada, hem implant-implant destekli hem de doğal diş-implant destekli sabit protetik restorasyonların uzun vadede yüksek başarı oranlarına sahip olduğu vurgulanmışlardır. Ayrıca, monolitik zirkonya ve metal destekli porselenden üretilen protezler arasında hayatta kalma oranları açısından bir fark olmadığını belirtilmiştir (307). Ayrıca bu çalışmada monolitik zirkonya restorasyonlarındaki chipping'in, metal destekli porselenlerden ve zirkonya altyapılı porselen restorasyonlardan daha az olduğu sonucuna ulaşılmıştır (307). Buna ilaveten monolitik zirkonya restorasyonların daha az başarısızlık göstermesi nedeniyle dental implant destekli restorasyonlar için tercih nedeni olabileceğini ancak diş ve implant destekli protezlerle ilgili daha fazla araştırma yapılmasının gerektiği bildirilmiştir (308, 328).

Çalışmamızda bu bilgiler ışığında protetik üst yapı olarak monolitik zirkonya modellenmiştir. Monolitik zirkonya kullanarak, daha düşük kırılma dayanımına sahip protetik restorasyonlarda yaşanabilecek erken kırılmaları önlemeyi ve böylece modellerimizi daha güvenilir bir şekilde değerlendirmeyi amaçladık.

Sun ve ark. (329)'nın çalışmasında monolitik zirkonya kronların yük taşıma kapasitelerini ve oklüzal kalınlıklarını incelenmiş ve oklüzal kalınlığın 0.6 mm'den 1.5 mm'ye yükselmesinin restorasyonların kırılma direncini arttığı gözlemlenmiştir. Başka bir çalışmada da zirkonya kalınlığının 0.5 mm'den 2-2.5 mm'ye çıkarılmasının kronlarındaki kırılma dayanımını arttırdığı gözlemlenmiştir (330). Önceki çalışmaların sonuçları göz önüne alınarak çalışmamızda monolitik zirkonya restorasyonlarının minimum kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Birkaç in vitro çalışmanın sonucunda zirkonya restorasyonların konnektör boyutlarının en az 3×3 mm^2 olması durumunda biyomekanik özelliklerinin güçlenerek kırılma direncinin arttığını rapor etmiştir (331–334). Çalışmamızda da önceki çalışmalarda olduğu gibi konnektör kalınlıkları 3×3 mm^2 olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca çalışmamızda protetik üst yapıda en yüksek stres değerleri, vertikal kuvvetlerde 44 no'lu destek dişin kuvvet uygulama bölgesinde gözlenirken oblik kuvvetlerde ise en yüksek stres değerleri 46 no'lu destek dental implantın kuvvet uygulama bölgesinde gözlenmiştir. Hem vertikal hem de oblik kuvvetlerde stres değerleri tüm modellerde benzer dağılım göstermiştir.

Firmalar farklı tip ve sayıda abutment sunmaktadır. Hekimler tarafından sıklıkla titanyum ve alaşımları ile seramik abutmentler tercih edilmektedir (79). Titanyum abutmentler yüksek başarı oranlarına ve biyouyumluluğa sahiptir (79). Daha estetik bir seçenek olan zirkonya, üstün biyouyumluluğu ve alümina kadar estetik olasına rağmen ondan iki kat daha yüksek bükülme ve kırılma dayanımına sahiptir (79). CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ve bu özellikleri sayesinde zirkonya abutment materyali olarak da kullanılmaya başlanmıştır (335, 336). Fakat zirkonya abutment ile titanyum implant arasındaki rijidite farkından kaynaklı titanyum dental implantın gövdesinde aşınmalara sebep olduğu in vitro çalışmalarda bildirilmiştir (102). Titanyum ve zirkonya arasındaki rijidite farkının çözümü amacıyla zirkonya abutmentin dental implantın gövdesi ile birleştiği bölgede 'ti-base' olarak adlandırılan titanyum platform tasarlanmıştır. Titanyum platform üzerine işlenen zirkonya kordan oluşan tasarıma 'Hibrit abutment' adı da verilmektedir. Bu tasarım ile zirkonyanın mekanik dezavantajları, titanyumun ise estetik dezavantajlarının ortadan kaldırılması planlanmıştır (337).

Tek parça zirkonya abutmentlerin posterior bölgede kullanımını inceleyen bir meta-analiz çalışmasında ise, 5 yıllık takipte zirkonya abutmentler için %99.3 ve titanyum abutmentler için %99.57 başarı oranı bulmuştur (338). Bu sonuçlar tek parça zirkonya abutmentların posterior bölgede yüksek bir başarı oranına sahip olduğunu göstermektedir (338). Başka bir çalışmada da titanyum ve zirkonya abutmentlerin anterior ve posterior bölgedeki başarı oranlarI incelenmiştir (339). Bu çalışmada anterior ve posterior zirkonya abutmentler arasında başarısızlık oranı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (339). Bu çalışmalardan elde edilen bulgular doğrultusunda, araştırmamızda posterior bölgedeki restorasyonlarda zirkonya abutmentlerin kullanılmasına karar verilmiştir.

Dental implant sistemlerinde kullanılan abutment malzemesi, implant çevresindeki dokulara iletilen stresleri önemli ölçüde etkileyen bir faktör olduğu bildirilmiştir (319, 340). Anterior maksillaya yerleştirilen mors konik dental implant-abutment bağlantı tipine sahip olan implantlarda zirkonya ve titanyum abutment sistemleri karşılaştırıldığı bir çalışmada zirkonya abutment sisteminin, titanyum abutment sistemine kıyasla dental implant çevresindeki dokulara daha fazla stres ilettiği sonucuna ulaşılmıştır (340). Isidor ve ark. (319) tarafından yapılan çalışmanın stres analizi sonuçlarında, zirkonya abutmentlerde titanyum abutmentlere göre daha yüksek stres değerleri meydana geldiği ve streslerin abutmentin dişeti bölgesine yakın yoğunlaştığı sonucuna ulaşılırken zirkonya abutmentlerin

kemikte, titanyum abutmentlere benzer biyomekanik davranış sergilediği gözlenmiştir. Çalışmamızda morse taper ve internal hekzagonal bağlantı tipine sahip olan modellerdeki tüm zirkonya abutmentlerde, titanyum abutmentlerden daha yüksek stres değerleri meydana gelmiştir. Peri-implant kemikte ise eksternal hekzagonal, internal hekzagonal ve morse taper implant-abutment bağlantı tiplerinde zirkonya ve titanyum abutment uygulanan modellerde benzer stres dağılımları gözlenmiştir.

Önceki çalışmalar, zirkonya ve titanyum abutmentlerin stres dağılımı üzerindeki etkileri konusunda kesin bir sonuca varamamıştır (184, 340–343). Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada tek parça zirkonya dental implant sistemi ile iki parça titanyum dental implant sisteminde titanyum ve zirkonya abutmentin biyomekanik davranışı değerlendirilmiştir (340). Bu çalışmada tek parça zirkonya dental implant sistemi, iki parça titanyum dental implant sistemine (Ti-Ti ve Ti-Zr) kıyasla daha düşük stres değerleri oluşturmuştur. İki parça titanyum dental implant sisteminde zirkonya abutment grubu bu çalışmada değerlendirilen en yüksek stres değerlerine sahip olduğu gözlenmiştir (340). Bizim çalışmamızla benzer sonuçlar göstermektedir. Bu çalışmanın sonuçları, abutmentte meydana gelen en yüksek stres değeri zirkonya abutmente sahip olan Model 8 (MT-Zr)'de tespit edilmiş olan çalışmamızla benzerdir.

Sivrikaya ve ark. (344) 2020 yılında SESA metoduyla morse taper dental implant sistemlerindeki farklı abutment materyallerinde parafonksiyonel yükleme altında oluşan stresleri karşılaştırdığı bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada hem oblik hem de dikey yük altında titanyum abutment modellerinde implant ve abutmentte meydana gelen Von Mises stres değerleri, zirkonya abutment modellerinde meydana gelen değerlerden daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada, Von Mises stres değerleri dental implantın servikal bölgesinde ve abutmentin bağlantı seviyesinde daha yüksek olduğu için, bu bölgelerde mikro çatlaklar ve kırıklar oluşabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda ise morse taper bağlantıya sahip dental implant modellerinde zirkonya abutmentlerde, titanyum ve hibrit abutmentlere kıyasla bağlantı vidasında düşük stres değerleri gözlenmiş ve titanyum abutmentlerde ise zirkonya ve hibrit abutmentlere kıyasla implantta, abutmentte ve kemikte daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Ayrıca çalışmamızda stresler eksternal hekzagonal, internal hekzagonal ve morse taper bağlantıya sahip dental implantlarda servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Titanyum, zirkonya ve hibrit abutmentlerde ise stresler morse taper bağlantı tipinde abutment-implant bağlantı

seviyesinde, internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal bağlantı tipinde ise basamağın lingual kısmında yoğunlaşmıştır. Sivrikaya ve ark. (344) çalışmasında elde edilen sonuçlarla çalışmamız arasındaki farklılık, araştırma modellerimizdeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Sivrikaya ve ark. (344)'nın çalışmasında modellere parafonksiyonel kuvvetler uygulanırken, çalışmamızda doğal diş ve dental implant destekli üç üyeli sabit protezler üzerinde fizyolojik oklüzal kuvvetlerin simüle edilmesiyle daha klinik bir yaklaşım benimsenmiştir.

Literatürdeki çalışmalar, internal bağlantıya sahip dental implant sistemlerinde abutment-implant bağlantı kısmının geometrik özelliklerinden dolayı zirkonya abutmentlerin yüksek gerilim altında kalabileceğini ve bu durumun kırılma riskini artırabileceğini ortaya koymuştur (20, 95, 102, 345). Yapılan araştırmalarda, bir titanyum base üzerine uygulanan zirkonya kor yapıdan oluşan abutmentlerde, titanyum içyapının seramik üst yapılara daha fazla destek sağladığı bildirilmiştir (95, 106, 346, 347). Bu abutment sisteminin abutmentin kırılma direncini artırdığı ve abutmentin dental implant ile daha iyi bir uyum sağladığı bildirilmiştir (348). Nouh ve ark.'nın (348) 2019 yılındaki bir çalışmasında hibrit zirkonya abutmentlerin kırılma dayanımının posterior bölgede kullanılmalarına olanak verdiği rapor edilmiştir.

Literatür taradığında doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde hibrit (ti-base zirkonya) abutmentlerin stres analiz çalışmalarının yapılmadığı fark edilmiştir. Ayrıca abutment materyalinin elastisite modülüne bağlı olarak, dental implant ve kemiğe aktarılan stresin farklı olabileceği düşüncesiyle farklı abutment tasarımları tasarlanmıştır. Bu sebeple çalışmamızda titanyum, zirkonya ve hibrit (ti-base zirkonya) abutmentlerin doğal diş-implant destekli sabit protezlerdeki mekanik davranışının incelenmesi amaçlanmıştır.

Glauser ve ark. (349) tarafından yapılan klinik bir çalışmada, hibrit abutmentlerde zirkonya kor yapının kalınlığının minimum 0.5 mm olması gerektiği belirtilmiştir. Daha az kalınlıktaki zirkonya kor yapının kırılma ihtimalinin artabileceği de belirtilmiştir. Başka bir çalışmada da abutment kırılma riskini azaltmak amacıyla, zirkonya abutmentlerin duvar kalınlığı üretim sırasında minimum 0.5 mm veya 0.5 mm'nin üzerinde tutulması gerektiği, zirkonya duvar kalınlığının 0.5 mm'den az olduğunda ise titanyum tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (350). Çalışmamızda literatürdeki bulgulara dayanarak, hibrit abutmentlerde zirkonya kor yapının en az 0.5 mm kalınlıkta olacak şekilde modellemesi yapılmıştır.

Zirkonya abutment sistemi ile titanyum abutmentin biyomekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir SESA çalışmasında oblik kuvvetler sonucunda Von Mises stres değerleri zirkonya abutment modelin abutmentinde daha yüksek bulunmuştur (351). Titanyum abutment modelinde ise bağlantı vidası ve implantta daha yüksek stresler bulunmuştur. Hem vertikal hem de oblik yükler altında, implant bileşenlerinde ve kemikte stres konsantrasyonları aynı bölgede meydana gelmiştir. Araştırmacılar zirkonya materyalinin yüksek sertliğe ve elastik modüle sahip olmasının, zirkonya abutmentlerde titanyum abutmentlerden daha yüksek bir Von Mises stres değeri sergilemesinin beklenen sonuç olduğunu vurgulamıştır (351). Bu bulgular çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda abutmentlerde en yüksek stres değeri, zirkonya abutmente sahip Model 8 (MT-Zr)'de 333 MPa olarak, en düşük stres değeri ise titanyum abutmente sahip olan Model 1(EH-Ti)'de 181 MPa olarak bulunmuştur.

Ayrıca daha önce yapılan çalışmalarla uyumlu olarak çalışmamızda oblik yüklemede tüm abutment tiplerinin tüm bileşenlerinde dikey yüklemeye göre daha olumsuz stres dağılımı gözlenmiştir (341, 351–354).

Mandibular posteriorda tek üyeli hibrit abutment ve titanyum abutmentin biyomekanik davranışının değerlendirildiği bir çalışmada zirkonya ve titanyumun abutmentlerde oluşan stres değerlerinin malzemelerin maksimum kırılma mukavemet değerlerini aşmadığı tespit edilmiştir (354). Bu değerler zirkonyada 900-1200 MPa iken titanyumda ise 550 MPa olarak bulunmuştur (295, 355). Yaptığımız çalışmada da hem oblik hem vertikal kuvvetlerde tüm modellerdeki bağlantı vidasında, abutmentte, implantta ve maksimum kırılma mukavemet değerleri aşılmamıştır. Vertikal kuvvetlerde bağlantı vidasında değerler 22.39 ile 40.11 MPa, abutmentte değerler 85.3 ile 141 MPa, implantta değerler 55.82 ile 144.5 MPa arasında tespit edilmiştir. Oblik kuvvetlerde ise bağlantı vidasında değerler 52.9 ile 145.7 MPa, abutmentte değerler 181.7 ile 333.2 MPa, implantta değerler 166.3 ile 411 MPa arasında tespit edilmiştir.

Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda açılı abutment tiplerinin protez sistemi üzerindeki etkisinin araştırıldığı SESA çalışmasında 17° veya 25° açılara sahip zirkonya, titanyum ve hibrit abutment modellenmiştir (356). 100 N'luk vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda oluşan stresler analiz edilmiştir. Hibrit abutmente sahip modellerde vida, abutment, kron ve implant üzerinde oluşan stres değerleri zirkonya ve titanyum abutmente sahip olan modellerden daha yüksek bulunmuştur (356). Bu çalışmanın bulguları bizim

çalışmamızla farklılık göstermektedir. Çalışmamızda internal bağlantıya sahip olan (morse taper ve internal hekzagonal) hibrit abutment modellerinde implantta ve kemikte daha yüksek stres değerleri gözlenirken, internal bağlantıya sahip olan (morse taper ve internal hekzagonal) zirkonya abutment modellerinde abutmentte daha yüksek stresler gözlenmiştir. Elde edilen farklı sonuçlar, çalışmamızın odak noktasının posterior bölgedeki doğal diş ve implant destekli protezlerde uygulanan simülasyonlar olmasıyla ilişkilendirilebilir. Bu durum, farklı anatomik ve biyomekanik koşulların varlığına bağlı olarak farklı sonuçlara yol açmış olabilir.

Zirkonya materyali titanyumdan neredeyse iki kat daha fazla elastikiyet modülüne sahiptir ve stres aktarımı daha kolay olmaktadır. Bu sebeple zirkonya abutmentlerde, titanyum abutmentlerden daha yüksek stres değerlerinin ortaya çıkması beklenen bir sonuçtur (184, 340, 357). Yapılan çalışmalarda abutment malzeme tipinin yanı sıra dental implantın geometrisinin de oluşan stres değerlerini etkilediğini bildirmiştir (340, 351).

İnternal ve eksternal implant-abutment bağlantısına sahip olan zirkonya ve titanyum abutmentlerin yaşlanma ve çiğneme simülasyonu sonrası bükülme momentlerini inceleyen ve kontrol grubu olarak titanyum abutmentler olarak belirlenen bir çalışmada, tek parça zirkonya ve ti-base zirkonya abutmentlerin bükülme momentleri kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır (95). Bu çalışma sonucunda ti-base'in kullanılmasının zirkonya abutmentlerin stabilitesi üzerinde faydalı bir etkiye sahip olabileceği sonucuna ulaşılmış ve titanyum veya zirkonya abutment materyalleri ile internal implant-abutment bağlantılarının kullanılmasını gerektiği vurgulanmıştır (98).

Restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin restorasyondan implant sistemine doğru iletilmesinden sorumlu olan bileşen dental implant-abutment bağlantısıdır (358). Dental implant-abutment bağlantı tasarımları, bağlantı parçasının implant platformunun üzerinde olduğu eksternal bağlantı ve bağlantı parçasının implant sisteminin içine doğru olduğu internal bağlantı olarak kategorize edilmektedir (358). Bağlantı tipine göre dental implant-abutment arayüzünde oluşan gerilimler değişmektedir (359). Bu durum, hem hangi tip dental implant-abutment bağlantısının seçileceğini hem de restorasyonda oluşacak gerilimleri azaltmak için hangi düzenlemelerin yapılması gerektiğini belirlemede önemli rol oynamaktadır (359). Günümüzde yapılan çalışmalar sonucunda hangi bağlantı tipinin kullanılması gerektiği hakkında çelişkili sonuçlar elde edilmiştir ve fikir birliği oluşturulamamıştır (343, 360–362). Bazı çalışmalar eksternal bağlantıya sahip dental

implant sistemlerinde meydana gelen mekanik komplikasyonları ve kemiğe aktarılan stresleri azaltmak için internal bağlantıya sahip sistemlerin kullanılmaya başlanması gerektiğini bildirmiştir (120, 363, 364).

Farklı firmalar tarafından üretilen eksternal hekzagonal bağlantı tipine sahip implant sistemleri birbirlerine benzerken, internal bağlantıya sahip olan sistemler ise standardize edilmemiştir. İnternal bağlantılar abutment ile implant iç duvarları arasındaki yakınlık, abutmentin penetrasyon derinliği, antirotasyonel veya kılavuz olukların sayısı ve şekli, abutment vida boyutu ve malzemesi gibi yapısal birçok farklılık göstermektedir (21, 122, 365).

Literatür tarandığı zaman özellikle kortikal kemikte meydana gelen streslerin eksternal bağlantıya sahip olan abutment-implant bağlantı tipinde, internal bağlantıya sahip olan bağlantı tiplerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir (321, 366). Daha önce yapılan çalışmalarda internal konik abutment-implant bağlantısının alveolar kemik üzerindeki stres dağılımını iyileştirebildiği ve kemikte stres birikiminden kaynaklanan marjinal kemik rezorpsiyonunu azaltabileceği bildirilmiştir (321, 366).

Paula ve ark. (243)'nın SESA çalışmasında farklı abutment-implant bağlantı tasarımının doğal diş-dental implant destekli protezlerdeki biyomekanik davranışı incelenmiştir. Bu çalışmada abutment materyali sabit tutulup materyal olarak titanyum kullanılmış olup internal ve eksternal bağlantı tasarımı kıyaslanmıştır. Bu çalışmada vertikal kuvvetler 100 N olarak ve oblik kuvvetler ise 45 derece açıyla bukkal-lingual yönde 100 N şeklinde uygulanmıştır. Dental implantlarda meydana gelen Von Mises stresleri hem vertikal hem de oblik yükler altında implantın boynunda yoğunlaşmış ve internal hekzagonal modelde eksternal hekzagonal modele kıyasla düşük stres değerleri gözlenmiştir. Bu çalışmada vertikal kuvvetler sonucunda dental implantlardaki stresin eksternal hekzagonal modelde 32 MPa, internal hekzagonal modelde 22 MPa, oblik kuvvetlerde ise eksternal hekzagonal model de 168 MPa, oblik internal hekzagonal 106 MPa olarak tespit edildiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda ise eksternal hekzagonal ve internal hekzagonal titanyum abutmente sahip modeller karşılaştırıldığı zaman vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda implantlarda meydana gelen stresler internal hekzagonal modelde, eksternal hekzagonal modele göre daha düşük olduğu görülmüştür. Aynı zamanda çalışmamızda implantta meydana gelen en yüksek stres Model 9 (MT-H)'da en düşük stres ise Model 4 (İH-Ti)'da tespit edilmiştir.

Çalışmamızda ulaşılan sonuçlar ile Paula ve ark.'nın (243) çalışmasında ulaşılan sonuçlar benzerlik göstermektedir.

Paula ve ark. (243)'nın SESA çalışmasında peri-implant kemikte meydana gelen stresler eksternal bağlantı tasarımında daha yüksek tespit edilirken doğal diş etrafındaki kemikte ise hem vertikal hem oblik kuvvetlerde internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal modellerde benzer stres dağılımları gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda ise vertikal kuvvetlerde peri-implant kemikte benzer stres dağılımları gözlenirken, oblik kuvvetlerde ise tüm internal hekzagonal modellerde eksternal hekzagonal modellere kıyasla daha düşük stresler gözlenmiştir. Doğal diş etrafındaki kemikte hem vertikal hem oblik kuvvetlerde internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal modellerinde benzer stres dağılımları tespit edilmiştir.

Bu çalışmada (243), abutmentte vertikal ve oblik yükler altında internal hekzagonal modellerinde eksternal hekzagonal modellere göre daha yüksek Von Mises stres değerleri gözlenmiştir. Abutmentlerde oluşan vertikal stresler eksternal hekzagonal modelde 38 MPa, internal hekzagonal modelde 44 MPa, oblik streslerde ise eksternal hekzagonal modelde 85 MPa, internal hekzagonal modelde 122 MPadır. Çalışmamızda da titanyum abutmente sahip internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal modeller kıyaslandığı zaman Model 4(İH-Ti)'te Model 1 (EH-Ti) göre daha yüksek stresler oluşmuştur. Çalışmamız bulguları ile Paula ve ark. (243)'nın çalışmasındaki bulgular benzerlik göstermektedir.

Mandibular molar bölgede tek üye dental implant restorasyonlarda eksternal hekzagonal ve morse taper dental implant bağlantı tiplerinin oluşturduğu stresin karşılaştırdığı bir çalışmada, morse taper bağlantı tipine sahip implant sisteminin kortikal kemikte daha iyi stres dağılımı gösterdiği bildirilmiştir (367). Bu çalışmadaki sonuçlar, bu tür bir bağlantı için en iyi biyomekanik performansın değerlendirildiği yakın zamanda yayınlanmış çalışmalarla tutarlıdır (323, 368, 369).

Eksternal ve morse taper implant-abutment bağlantılı dental implant destekli protezlerde stres dağılımını inceleyen başka bir çalışmada morse taper bağlantı tipi tek üye implant restorasyonlarında daha az stres oluştururken, eksternal hekzagonal bağlantı tipi ise üç üyeli implant restorasyonlarında daha az stresler oluşturmuştur (370). Bu bulgularla uyumlu olarak bizim çalışmamızda modellenmiş olan doğal diş-implant destekli üç üyeli sabit protez modellerinde eksternal hekzagonal bağlantı tasarımına tüm modellerde, morse

taper bağlantı tasarımına sahip tüm modellere kıyasla implantta daha düşük stres değerleri meydana gelmiştir.

Eksternal hekzagonal ve morse taper bağlantı tasarımına sahip dental implant ile doğal dişten destek alan sabit protezlerde rijit ve non-rijit konnektörlerin biyomekanik davranışlarının incelendiği bir sonlu elemanlar analiz çalışması yapılmıştır (320). Bu çalışmada hem morse taper hem de eksternal hekzagonal tasarıma sahip modellerde rijit bağlantı kullanıldığında kortikal kemiğin servikal bölgesinde daha yüksek oranda stresler gözlenmiştir. Ayrıca morse taper bağlantı tasarıma sahip modellerde implantlarda daha yüksek stresler elde edildiği gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda (320) morse taper bağlantı tasarıma sahip modellerde protetik sistemde meydana gelen streslerin daha yüksek tespit edilmesinin sebebinin implantın kemik tepesinin 2 mm altına yerleştirilmesinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Rijit bağlantı kullanılan her iki bağlantı tipinde de stresin implant-abutment bağlantı bölgesinde ve abutment basamağında baskın olduğu, peri-implant kemikte stres yoğunlaşması olduğu bildirilmiştir.

Quaresma ve ark. (279) tarafından yapılan SESA çalışmasında internal hekzagonal ve internal konikal bağlantı tipleri üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımları karşılaştırmıştır. Bu çalışmada abutmentte oluşan maksimum Von Mises stres değerleri internal konikal bağlantıda yüksek bulunmuşken, kemikte oluşan maksimum Von Mises stres değerleri ise internal hekzagonal bağlantıda daha yüksek çıkmıştır (279). Bu çalışmanın bulguları çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda kortikal kemikte meydana gelen en yüksek stres değeri Model 6 (İH-H)'da, abutmentte meydana gelen en yüksek stres değeri Model 8 (MT-Zr)'de bulunmuştur.

Farklı internal implant-abutment bağlantı tasarımına sahip sistemlerdeki stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada, internal hekzagonal ve konikal bağlantı tipleri kıyaslanmıştır. Bu çalışmada protez sisteminde meydana gelen maksimum Von Mises stresleri internal konik bağlantıda internal altıgen bağlantıya göre daha yüksek bulunmuştur (371).

Bir çalışmada, posterior bölgede tek üye implant üstü restorasyonlarda parafonksiyonel yükler karşısında farklı abutment-implant bağlantı tasarımlarının protez sistemi üzerinde oluşturduğu stresleri SESA metodu ile değerlendirmiştir (323).Bu çalışmada ekstrenal hekzagonal, internal hekzagonal ve morse taper bağlantı tipine sahip dental implantlar modellenmiş ve kontrol grubuna 200 N vertikal ve 100 N oblik kuvvetler

uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda peri-implant kortikal kemikte meydana gelen streslerin implant çevresinde yoğunlaştığı tespit edilirken eksternal hekzagonal bağlantı tipine sahip implant modellerinde en yüksek streslerin elde edildiği görülmüştür (323).

Takahashi ve ark. (257) SESA metodu ile implant destekli protezlerde kullanılan eksternal hekzagonal, internal hekzagonal ve morse taper implant-abutment bağlantı tasarımlarının stres dağılımını değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada oblik yükleme altında gerilme değerleri artmıştır. Oblik kuvvetler sonucunda, morse taper bağlantı tasarımında trabeküler kemikte daha düşük stres değerleri tespit edilmiştir. Her iki internal bağlantı sistemi karşılaştırıldığında, internal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip modellerde trabeküler kemik üzerinde daha yüksek değerleri gözlenirken protez yapıları üzerinde daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Morse taper bağlantı tasarımına sahip modellerde ise protez yapıları üzerinde daha yüksek değerleri gözlenmiş ve kortikal ve trabeküler kemik üzerinde daha düşük stres oluşturduğu gözlenmiştir.

Bu bulgular bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda da internal hekzagonal bağlantıya sahip modellerde, morse taper bağlantıya sahip modellere kıyasla protetik yapılarda daha düşük stres değerleri, trabeküler kemikte ise daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre daha önce de yapılan çalışmalarda belirtildiği gibi (243, 257, 322, 323) internal hekzagonal bağlantı tipinin doğal diş-dental implant destekli protezlerde daha düşük bir biyomekanik risk sunduğu düşünülmektedir.

Üç farklı abutment-implant bağlantısının dental implantların iç yüzeyinde oluşturdukları stres dağılımının incelendiği bir SESA çalışmasında, internal hekzagonal, internal trilob ve morse taper tasarımı ile birleştirilmiş iç altıgen bağlantıya sahip implantlar modellenmiştir (362). Bu çalışmada oblik kuvvetlerde, vertikal kuvvetlerden daha yüksek Von Mises stres değerleri meydana geldiği, 300 N uygulanmış trilop modelinde en düşük von mises stres değerleri elde edildiği gözlenmiştir (362).

Bizim çalışmamızda da bu çalışmada olduğu gibi 300 N kuvvet uygulanmış morse taper modellerinde, internal hekzagonal modellere kıyasla abutment ve implantta daha yüksek Von Mises stres değerleri gözlenmiştir.

Hung ve ark. (372) tarafından 2019 yılında yapılan in vitro bir araştırmada, kontrol grubu sadece iç altıgen bağlantı tasarımına sahip implant modelleri ile deney grubu morse

konik implant bağlantı tasarımı ile birleştirilmiş iç altıgen bağlantı tasarımına sahip sahip implant modelleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Örneklere başarısız olana kadar 30° açıyla kuvvet uygulanmış ve bağlantı tasarımlarının basınç dayanımları karşılaştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda, iç altıgen bağlantının, morse taper tasarımı ile birleştirilmiş iç altıgen bağlantıdan daha yüksek basınç dayanımına sahip olduğu bulunmuştur (372).

Daha önceden yapılan çalışmalarda, morse taper bağlantı tipinin, bir tür sürtünmeli bağlantı tasarımı olduğu ve morse taper bağlantı tasarımına eklenen hekzagonal tasarımın yüzey alanını ve soğuk kaynak etkisini azalttığı bildirilmiştir (125, 373). Villarinho ve ark. (373) çalışmalarında yorulma yükleme testinden sonra morse taper bağlantı ile internal hekzagonal kombine morse taper bağlantının çıkarma torku değerlerini karşılaştırdıkları çalışma sonucunda morse taper bağlantı tasarımına eklenen hekzagonal tasarımın mekanik performansı kötüleştirdiğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da morse taper bağlantı tasarımına sahip olan tüm modellerde, internal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip olan tüm modellere kıyasla daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Bunun sebebinin morse taper bağlantıya sahip implant tasarımımızın, Hung ve ark. (372) çalışmasında kullanılan morse taper bağlantı tipi gibi morse taper tasarım ile birleştirilmiş iç altıgen yapıya sahip olması olduğu düşünülmektedir.

Anterior bölgede implant destekli restorasyonlarda platform bağlantısı ve abutment materyalinin stres dağılımına etkisinin SESA incelendiği bir çalışmada, abutmentte en yüksek stres değerleri morse taper gruplarında, en düşük ise eksternal hekzagonal-hibrit, internal hekzagonal-titanyum ve internal hekzagonal-hibrit gruplarında meydana gelmiştir (343). Bizim çalışmamızda bu çalışma ile benzer sonuçlar gözlenmiştir. Morse taper gruplarında hem abutmentte hem de implantta diğer gruplardan daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. En düşük abutment stres değerleri ise 181 MPa ile Model 1 (EH-Ti), 193 MPa ile Model 6 (İH-H) ve 206 MPa ile Model 4 (İH-Ti)'te tespit edilmiştir.

Günümüzde implant destekli protezlerdeki en kritik mekanik komplikasyonlardan biri abutment bağlantı vidasının veya protez vidasının gevşemesidir (355). Vida gevşemesi insidansı %7-11 arasında değişmektedir (355). Vida yivlerinde yüksek streslerin oluşması vidanın gevşemesine, vida gövdesinin tepe noktasında streslerin oluşması ise vida kırıklarına yol açabilmektedir (374, 375). Dental implant tedavilerinde zirkonya abutmentlerin kırılması ile ilgili klinik çalışmaların incelendiği bir çalışmada bağlantı vidası başının

etrafındaki bölgenin en yüksek tork ve stres konsantrasyonuna maruz kaldığı tespit edilmiştir (350).

Çalışmamızda da vertikal kuvvet uygulanan Model 5 (İH-Zr) hariç, vertikal ve oblik kuvvetlerin uygulandığı tüm modellerde bağlantı vidasında meydana gelen stres yoğunlaşması vida başında gözlenmiştir. Vertikal kuvvet uygulanan Model 5 (İH-Zr)'te ise stres yoğunlaşması vida gövdesinde tespit edilmiştir.

Sivrikaya ve ark. (344) posterior mandibulada morse taper bağlantıya sahip dental implatlarda zirkonya ve titanyum abutmentlerin parafonksiyonel yükleme altında sistemde oluşturdukları stres değerlerini incelediği SESA çalışmasında, her iki abutment materyalinde bağlantı vidasında benzer stres değerlerine ulaşmışlardır. Peixoto ve ark. (342) çalışmasında maksillada tek üye implant üzeri restorasyonlarda zirkonya ve titanyum abutmentlerin sistemde oluşturdukları stresler incelenmiş ve bu çalışmada titanyum abutmentlerde, zirkonya abutmentlere kıyasla bağlantı vidasında daha yüksek stres değerleri meydana geldiği belirtilmiştir.

Bu bulgular çalışmamızla benzerlik göstermektedir ve çalışmamızda bağlantı vidalarında Model 1 (EH-Tİ)'de Model 2 (EH-Zr)'den, Model 4 (İH-Ti)'te Model 5(İH-Zr)'ten, Model 7 (MT-Ti)'de Model 8 (MT-Zr)'den daha yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda oblik kuvvetler sonucunda bağlantı vidasında oluşan stresler vertikal kuvvetlerden daha fazladır ve bağlantı vidasında meydana gelen stres değerleri oblik kuvvetlerde en yüksek Model 7 (MT-Ti)'de 145.7 MPa olarak, en düşük sters değerleri Model 5 (İH-Zr)'te 52.9 MPa olarak tespit edilmiştir.

5.1. Çalışmanın Limitasyonları

1. Bu çalışmada kullanılan sanal modellerin bilgisayar ortamında oluşturulan simülasyonlara dayalı olması, elde edilen sonuçların karmaşık biyolojik ve mekanik etkileşimleri tam olarak yansıtmamasına neden olmaktadır.
2. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri ve yüklenme koşullarının gerçek yaşam koşullarındaki değişkenliği tam olarak yansıtmaması, elde edilen sonuçların canlı organizmalardaki gerçek durumla tam bir uyum göstermemesine neden olmaktadır.
3. Bu çalışmada, kemik ile implantın %100 osseointegrasyonu ve homojen bir kemik yapısı gibi ideal koşullar temel alınarak bir model oluşturulmuştur. Bu

basitleştirilmiş yaklaşım, gerçek ağız ortamındaki kemik kalitesi, implant yerleşimi ve yüklenme koşullarındaki değişkenlikleri dikkate alınmamıştır.

4. Çalışmada güncel literatürdeki bulgular doğrultusunda, sisteme etki eden kuvvetler tarafımızca belirlenmiştir.
5. Çalışmada kullanılan modelin boyutsal sınırlamaları, farklı anatomik varyasyonlar ve tasarım alternatiflerinin getirdiği kompleksliği yeterince kapsamamaktadır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Çalışmamızdaki tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda dental implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises Stresleri, doğal diş çevresindeki kortikal kemikten daha fazla tespit edilmiştir.
2. Tüm modellerde peri-implant kortikal kemikte oblik kuvvetler sonucunda oluşan stresler vertikal kuvvetlere göre daha fazla bulunmuştur.
3. Dental implant çevresindeki kortikal kemikte vertikal ve oblik yüklemelerde en yüksek stres değerleri internal hekzagonal bağlantıya tasarımına sahip hibrit abutment modeli olan Model 6 (İH-H)'da gözlenirken en düşük stresler morse taper bağlantıya tasarımına sahip titanyum abutment modeli olan Model 7 (MT-Ti)'de gözlenmiştir.
4. Çalışmamızdaki tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda dental implant üzerinde oluşan stres yoğunluğu dental implantın boyun bölgesinde gözlenmiştir.
5. Dental implantta vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda meydana gelen stresler en yüksek morse taper bağlantıya sahip hibrit abutment modeli olan Model 9 (MT-H)'de gözlenmiştir.
6. Hem vertikal hem oblik kuvvetler sonucunda eksternal ve internal hekzagonal bağlantıya sahip abutment modellerinde oluşan stresler abutment basamağında tespit edilirken, morse taper bağlantıya sahip abutment modellerinde ise en yüksek stresler abutmentin dental implantın boynu ile temas ettiği bölgelerde yoğunlaşmıştır.
7. Vertikal kuvvetler sonucunda abutmentte oluşan stresler en düşük morse taper bağlantıya sahip modellerde gözlenmiştir. Oblik kuvvetler sonucunda abutmentte oluşan stresler ise en düşük eksternal hekzagonal bağlantıya sahip titanyum abutment modeli olan Model 1 (EH-Ti)'de gözlenmiştir.
8. Zirkonya abutmente sahip modellerde vertikal kuvvetler altında abutmentte meydana gelen stres değerleri titanyum veya hibrit abutmente sahip modellere kıyasla daha yüksek bulunmuştur.
9. Oblik kuvvetler altında abutmentte meydana gelen stres değerleri morse taper ve internal hekzagonal bağlantıya sahip zirkonya abutment modellerinde diğer morse taper ve internal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip abutment materyallerine kıyasla daha yüksek tespit edilmiştir. Benzer şekilde, abutmentte

meydana gelen stres değerleri eksternal hekzagonal bağlantıya sahip hibrit abutment modellerinde diğer eksternal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip abutment materyallerine göre daha yüksek tespit edilmiştir.

10. Vertikal ve oblik kuvvetlerde doğal dişte ve bağlantı vidasında meydana gelen stres değerleri morse taper bağlantı tasarımına sahip olan modellerde, internal hekzagonal ve eksternal hekzagonal bağlantı tasarımına sahip olan modellere kıyasla daha yüksek tespit edilmiştir.
11. Doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde, farklı implant-abutment bağlantı tipleri ve abutment materyalleri kullanıldığında stres dağılımının nasıl değiştiği konusunda yapılan çalışmaların sayısı sınırlıdır. Bu nedenle, in vitro çalışmaların ötesine geçerek, daha uzun takip sürelerine sahip prospektif klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Lin M-I, Shen Y-W, Huang H-L, Hsu J-T, Fuh L-J (2013). A retrospective study of implant–abutment connections on crestal bone level. *Journal of dental research* 92: 202S-207S.
2. Cannata M, Grandi T, Samarani R, Svezia L, Grandi G (2017). A comparison of two implants with conical vs internal hex connections: 1-year post-loading results from a multicentre, randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 10: 161–168.
3. Rangert B, Gunne J, Glantz P, Svensson A (1995). Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research* 6: 40–46.
4. Misch C (1993). *Preimplant Prosthodontics: Overall Evaluation, Specific Criteria, and Pretreatment Prostheses.* St Louis: In: Contemporary Implant Dentistry.
5. Uysal H, Avci M, Bilir ÖG, Kural O (1996). Efficacy of the intramobile connector in implant tooth-supported fixed prostheses: an experimental stress analysis. *International Journal of Prosthodontics* 9.
6. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B (1987). Intramobile Cylinder (IMZ) Two-Stage Osteointegrated Implant System With the Intramobile Element (IME): Part I. Its Rationale and Procedure for Use. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2.
7. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM (1999). Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 696–703.
8. Çiftçi Y, Canay Ş (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics* 14.
9. Huiskes RIK, Weinans H, Van Rietbergen B (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 274: 124–134.

10. Glišić M, Stamenković D, Grbović A, Todorović A, Marković A, Trifković B (2016). Analysis of load distribution in tooth-implant supported fixed partial dentures by the use of resilient abutment. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo* 144: 188–195.

11. Magne P, Versluis A, Douglas WH (1999). Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 81: 345–355.

12. Gunne J, Åstrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M (1999). Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *International Journal of Prosthodontics* 12.

13. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY (1991). Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6.

14. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 3: 81–100.

15. Shafie HR (2014). *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments* John Wiley & Sons.

16. de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN (2005). Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont* 18: 165–166.

17. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research* 23: 202–216.

18. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, López-López J, Souza JCM (2016). Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *European journal of dentistry* 10: 148–154.

19. Becker W, Becker BE (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* 74: 51–55.

20. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI (2011). Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.

21. Bernardes SR, de Araújo CA, Neto AJF, Júnior PS, das Neves FD (2009). Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.

22. Asvanund P (2014). A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dentistry* 23: 206–211.

23. Neumann EAF, Villar CC, França FMG (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research* 28: 1–5.

24. Schmitt J, Holst S, Eitner S, Schlegel A, Wichmann M, Hamel J (2009). Prosthetic Screw Detorque Values in Implants Retained as Cast Bar Superstructures or Bars Modified by the Cresco Ti Precision Technique--A Comparative In Vivo Study. *International Journal of Prosthodontics* 22.

25. Jo J-Y, Yang D-S, Huh J-B, Heo J-C, Yun M-J, Jeong C-M (2014). Influence of abutment materials on the implant-abutment joint stability in internal conical connection type implant systems. *The journal of advanced prosthodontics* 6: 491.

26. Siadat H, Beyabanaki E, Mousavi N, Alikhasi M (2017). Comparison of fit accuracy and torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections. *The journal of advanced prosthodontics* 9: 271–277.

27. Fadanelli MA, Amaral FLB do, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG (2017). Effect of steam autoclaving on the tensile strength of resin cements used for bonding two-piece zirconia abutments. *Journal of Oral Implantology* 43: 87–93.

28. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 10-92.) (n.d.). .

29. Bobbio A (n.d.). The first endosseous alloplastic implant in the history of man. *Bulletin of the history of Dentistry 1972;6:20*.

30. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica* 285–289.

31. Akaguchi R. L PJM (2012). *Craig's restorative dental materials* Elsevier Health Sci2012ences.

32. Goldberg NI, Gershkoff A (1971). The implant lower denture. *Oral Implantology* 2: 135–149.

33. Derome J (1973). A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire* 12–18.

34. Branemark P-I (1985). Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry* 11–344.

35. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A (2003). Quality of dental implants. *International dental journal* 53: 409–443.

36. Misch CE (1999). Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry* 8: 90.

37. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants* 1: 11–25.

38. Sullivan RM (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association* 29: 737–744.

39. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A (1996). Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry* 75: 33–44.

40. Dimitroulis G, Gupta B, Wilson I, Hart C (2023). The atrophic edentulous alveolus. A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral and Maxillofacial Surgery* 27: 69–78.

41. Hahn JA (1990). The blade implant. *The Journal of the American Dental Association* 121: 394–402.

42. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 40: 50.

43. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoebar GM (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine* 15: 240–248.

44. Sertgöz A (2005). Biyomekanik. *İmplantr* 4: 64–72.

45. Davis D (2004). Clinical manual of implant dentistry. *British Dental Journal* 196: 118–129.

46. Spiekermann H (1995). Color atlas of dental medicine. *Implantology* 305–316.

47. Misch CE (2015). *An Implant Is Not A Tooth.*, 2nd ed. (C. E. Misch, editor) St Louis: Elsevier Mosby.

48. Misch CE (2014). An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book* 46: 13–18.

49. Kim Y, Oh T, Misch CE, Wang H (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research* 16: 26–35.

50. Glantz PJ, Nilner K (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontology 2000* 17: 119–124.

51. Mühlemann HR (1967). Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *The Journal of Periodontology* 38: 686–708.

52. Komiyama Y (1989). Clinical and research experience with osseointegrated implants in Japan. *The Branemark osseointegrated implant*.

53. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D (2000). Biologie Outcome of Single-Implant Restorations as Tooth Replacements: A Long-term Follow-up Study. *Clinical implant dentistry and related research* 2: 209–218.

54. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical oral implants research* 18: 699–706.

55. Lekholm ULF, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 14: 639–645.

56. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin Jr RJ (2005). Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry—part 1. *Implant dentistry* 14: 312–321.

57. Levin LG, Law AS, Holland GR, Abbott P V, Roda RS (2009). Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *Journal of endodontics* 35: 1645–1657.

58. Wolf HF, Rateitschak-Pluss EM (2011). *Color Atlas of Dental Medicine: Periodontology: Periodontology* Thieme.

59. Lindhe J, Lang NP, Berglundh T, Giannobile W V, Sanz M (2021). *Lindhe's Clinical Periodontology and Implant Dentistry* Wiley-Blackwell.

60. Linkevicius T (2019). *Zero bone loss concepts* (Vol. Incorporated), Quintessence Publishing.

61. Richter EJ (1989). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* 61: 602–609.

62. Zitzmann NU, Berglundh T (2008). Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of clinical periodontology* 35: 286–291.

63. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I (1994). The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *Journal of clinical periodontology* 21: 189–193.

64. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry* 17: 5–15.

65. Annibali S, Bignozzi I, Cristalli MP, Graziani F, La Monaca G, Polimeni A (2012). Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants. *Journal of clinical periodontology* 39: 1097–1113.

66. White SC, Pharoah MJ (2014). *Oral radiology-E-Book: Principles and interpretation* Elsevier Health Sciences.

67. Lin G, Chan H, Wang H (2013). The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *Journal of periodontology* 84: 1755–1767.

68. Warrer K, Buser D, Lang NP, Karring T (1995). Plaque-induced peri-implantitis in the presence or absence of keratinized mucosa. An experimental study in monkeys. *Clinical oral implants research* 6: 131–138.

69. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A (1991). Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clinical oral implants research* 2: 1–19.

70. Bauman GR, Rapley JW, Hallmon WW, Mills M (1993). The peri-implant sulcus. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8: 243–262.

71. Chung DM, Oh T, Shotwell JL, Misch CE, Wang H (2006). Significance of keratinized mucosa in maintenance of dental implants with different surfaces. *Journal of periodontology* 77: 1410–1420.

72. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research* 15: 401–412.

73. Palacci P (2001). Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management. *Quintessence Publishing Co, Inc* 5–7.

74. Lekholm U (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry* 199–209.

75. Misch CE (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dent today* 7: 39–40.

76. Misch CE (1999). Clinical biomechanics in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry 2nd ed St Louis: Mosby* 303–316.

77. Misch CE, Kutay Ö (2009). *Dental implant protezler* Nobel Tıp Kitabevleri.

78. Hobo S (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation* Quintessence Publishing (IL).

79. Misch CE. (2005). *Dental Implant Prosthetics* , 1st ed St.Louis Missouri: Mosby, .

80. BRANEMARK P (2005). *The osseointegration book* Berlin: Quintessenz Ver Lags-GmbH.

81. LauFer B, Gross (1998). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *Journal of oral rehabilitation* 25: 69–80.

82. Lindh T, Gunne J, Nyström E, Bäck T (2001). Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clinical oral implants research* 12: 441–449.

83. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CHF, Lang NP (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research* 12: 26–34.

84. Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, Quirynen M, Van Steenberghe D (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients: Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clinical oral implants research* 12: 245–251.

85. Mühlemann HR, Savdir S, Rateitschak KH (1965). Tooth mobility—its causes and significance. *The Journal of periodontology* 36: 148–153.

86. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL (1997). Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* 78: 391–399.

87. Bidez MW, Lemons JE, Isenberg BP (1986). Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilizing endosseous implants as distal abutments. *Journal of biomedical materials research* 20: 785–797.

88. Kindberg H, Gunne J, Kronström M (2001). Tooth-and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. *International Journal of Prosthodontics* 14.

89. Misch CE, Bidez MW (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa)* 15: 1330–1332.

90. Misch CE (2004). *Dental implant prosthetics-E-book* Elsevier Health Sciences.

91. Linkevicius T, Apse P (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23.

92. TERZİOĞLU H, OZTURK B (2015). İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics, s* 2329.

93. Park SE, Da Silva JD, Weber H, Ishikawa-Nagai S (2007). Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical oral implants research* 18: 569–574.

94. Henriksson K, Jemt T (2003). Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics* 16: 626–630.

95. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I (2012). Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research* 23: 12–18.

96. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 90: 325–331.

97. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics* 15.

98. Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials* 24: 289–298.

99. Cheng C-W, Chien C-H, Chen C-J, Papaspyridakos P (2013). Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 347–352.

100. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piatelli A (2006). Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*- 37: 19.

101. Cho H-W, Dong J-K, Jin T-H, Oh S-C, Lee H-H, Lee J-W (2002). A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics* 15.

102. Stimmelmayr M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012). Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* 28: 1215–1220.

103. Priest G (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 63: 22–32.

104. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N (1998). The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 184–192.

105. Joda T, Brägger U (2015). Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical oral implants research* 26: 1430–1435.

106. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30.

107. Cárdenas R, Sánchez D, Euán R, Flores AM (2022). Effect of fatigue loading and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127: 875–881.

108. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 63: 89–96.

109. Wittneben J, Joda T, Weber H, Brägger U (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000* 73: 141–151.

110. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: II. Combined tooth–implant-supported FPDs. *Clinical oral implants research* 15: 643–653.

111. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A (2018). 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. *Clinical oral implants research* 29: 160–183.

112. Prithviraj DR, Muley N, Gupta V (2012). The evolution of external and internal implant–abutment connections: A review. *International Dental Research* 2: 37–42.

113. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG (2007). Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *International Journal of Prosthodontics* 20.

114. Maeda Y, Satoh T, Sogo M (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation* 33: 75–78.

115. Branemark P-I (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scad J Plast Reconstr Surg* 16: 1–132.

116. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM (2004). Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinical implant dentistry and related research* 6: 157–164.

117. Choi S, Kang YS, Yeo I-SL (2023). Influence of Implant–Abutment Connection Biomechanics on Biological Response: A Literature Review on Interfaces between Implants and Abutments of Titanium and Zirconia. *Prosthesis* 5: 527–538.

118. https://www.iti.org/academy/clinical-applications/clinical-case-report/-/case/replacement-of-a-congenitally-missing-upper-left-lateral-incisor-with-a-narrow-neck-implant-restored-with-a-ceramo-metal-crown-transocclusally-screw-retained/108 (n.d.). .

119. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W (2007). Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *Journal of Oral Implantology* 33: 1–7.

120. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N (2003). The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD* 15: 625–632.

121. https://www.biomet3i.cz/userFiles/pdf/surgical-and-site-preparation-product-catalog.pdf (n.d.). .

122. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M (2008). Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical oral implants research* 19: 1276–1284.

123. Saidin S, Kadir MRA, Sulaiman E, Kasim NHA (2012). Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of dentistry* 40: 467–474.

124. Sasada Y, Cochran DL (2017). Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32.

125. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doering H, Nonhoff J (2014). Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 102: 552–574.

126. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M (2011). Effect of implant–abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 20: 510–516.

127. Albrektsson T, Donos N, 1 WG (2012). Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clinical Oral Implants Research* 23: 63–65.

128. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry* 28: 163–177.

129. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials* Elsevier Health Sciences.

130. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 61–66.

131. McLean JW (2019). *The science and art of dental ceramics-volume I: The nature of dental ceramics and their clinical use* (Vol. 1), Quintessenz Verlag.

132. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal* 204: 505–511.

133. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal* 56: 84–96.

134. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics* 28.

135. Pilathadka S, Vahalová D (2007). Contemporary All-ceramic Materials-Part 1. *ACTA MEDICA-HRADEC KRALOVE*- 50: 101.

136. Edelhoff D, Beuer F, Weber V, Johnen C (2008). HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence international* 39.

137. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL (2000). Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 396–401.

138. Ritter RG (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 22: 332–341.

139. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics* 55: 333–352.

140. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–25.

141. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research* 23: 45–61.

142. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1990). Ceramic steel? *Sintering Key Papers* Springer, pp 253–257.

143. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V, Clarke DR (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the american ceramic society* 92: 1901–1920.

144. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 20.

145. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials* 27: 83–96.

146. Korkmaz FM, Bagis B, Turgut S, Ates SM, Ayaz EA (2015). Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *Journal of applied biomaterials & functional materials* 13: 17–27.

147. Jang GW, Kim HS, Choe HC, Son MK (2011). Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering* 10: 1556–1560.

148. Albashaireh ZSM, Ghazal M, Kern M (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry* 104: 105–113.

149. Hjerppe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LVJ (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica* 66: 262–267.

150. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of dentistry* 37: 937–943.

151. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal* 33: 591–598.

152. Cowin SC. (1991). *Bone mechanics handbook* Florida.

153. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry* 30: 271–282.

154. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research* 14: 97–102.

155. Wolff J (1893). Das gesetz der transformation der knochen. *DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift* 19: 1222–1224.

156. Frost HM (1987). Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *The anatomical record* 219: 1–9.

157. Wakimoto M, MT, UT, MN, YY, IS (2012). Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clinical oral implants research* 1314–1319.

158. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation* 31: 18–22.

159. Morneburg TR, Pröschel PA (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics* 15.

160. Caputo AA (1987). "Biomechanics in clinical dentistry", Chicago. *Quintessence* 56–67.

161. Adıgüzel Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 11: 18–23.

162. Ulusoy M, AK A (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Cilt II Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi* 687–689.

163. Çalıkoğlu S (1992). Bölümlü Protezler, 2. *Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul*.

164. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics* 15.

165. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 85: 585–598.

166. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research* 55: 772–777.

167. Moaveni S (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e* Pearson Education India.

168. Shigley J MC (1989). *Mechanical engineering design.*, 5th ed Singapore: McGrawHill Book Co. Inc.

169. KÜÇÜKKURT S (2019). SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 701–710.

170. Nanda RS, Tosun YS (2010). Biomechanics in orthodontics. *Principles and practice Hanover Park IL: Quintessence Publishing Co* 38–39.

171. ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi Ankara Üniversitesi Basımevi. *Ankara s* 515: 1–515.

172. Karayazgan B (2005). Yüz defeklerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. *İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul*.

173. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology* 26: 77–81.

174. Lan T-H, Liu P-H, Chou MMC, Lee H-E (2016). Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* 115: 76–83.

175. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials* 32: 442–449.

176. de Oliveira JC, Sordi MB, da Cruz ACC, Zanetti RV, Betiol EAG, Vieira SR, Zanetti AL (2020). Number of dental abutments influencing the biomechanical behavior of tooth–implant-supported fixed partial dentures: A finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 14: 228.

177. Lin C-L, Chang S-H, Wang J-C, Chang W-J (2006). Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *Journal of dentistry* 34: 682–691.

178. Wheeler RC (1969). An atlas of tooth form. *(No Title)*.

179. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry* 93: 227–234.

180. Kayabaşı O, Yüzbasıoğlu E, Erzincanlı F (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software* 37: 649–658.

181. Wang J-C, Huang S-F, Lin C-L (2010). Biomechanical Responses of Endodontically Treated Tooth Implant–supported Prosthesis. *Journal of Endodontics* 36: 1688–1692.

182. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G (2002). Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research* 13: 334–341.

183. Lin C-L, Wang J-C, Kuo Y-C (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of biomechanics* 39: 453–463.

184. Çağlar A, Turhan Bal B, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy Ş (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.

185. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB (2017). Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Prosthodontics* 31: 67–70.

186. Uysal C (2016). Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi.

187. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M (2010). A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clinical Oral Implants Research* 21: 898–903.

188. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research* 15: 8–17.

189. Shi J, Montero E, Wu X, Palombo D, Wei S, Sanz-Sánchez I (2023). Bone preservation or augmentation simultaneous with or prior to dental implant placement: A systematic review of outcomes and outcome measures used in clinical trials in the last 10 years. *Clinical Oral Implants Research* 34: 68–83.

190. de Paula GA, da Mota AS, Nogueira Moreira A, de Magalhães CS, Cornacchia M, Pereira T, Cimini Jr CA (2012). The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27.

191. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18.

192. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 92: 523–530.

193. Shenoy VK, Rodrigue SJ, Prashanti E, Saldanha SJR (2013). Tooth implant supported prosthesis: A literature review. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 3: 143–150.

194. Paracchini L, Barbieri C, Redaelli M, Di Croce D, Vincenzi C, Guarnieri R (2020). Finite element analysis of a new dental implant design optimized for the desirable stress distribution in the surrounding bone region. *Prosthesis* 2: 225–236.

195. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology* 23: 104–111.

196. Ramoğlu S, Ozan O (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24.

197. Tsouknidas A, Giannopoulos D, Savvakis S, Michailidis N, Lympoudi E, Fytanidis D, Pissiotis A, Michalakis K (2016). The Influence of Bone Quality on the Biomechanical Behavior of a Tooth-Implant Fixed Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 31.

198. Rammelsberg P, Schwarz S, Schroeder C, Bermejo JL, Gabbert O (2013). Short-term complications of implant-supported and combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research* 24: 758–762.

199. Hoffmann O, Zafiropoulos G-G (2012). Tooth-implant connection: a review. *Journal of Oral Implantology* 38: 194–200.

200. Burak Özcelik T, Ersoy E, Yilmaz B (2011). Biomechanical evaluation of tooth-and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 20: 16–28.

201. Hsu M-L, Chang C-L (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis* 5: 43–46.

202. Trivedi S (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research* 4: 200–203.

203. Mosharraf R, Molaei P, Fathi A, Isler S (2021). Investigating the effect of nonrigid connectors on the success of tooth-and-implant-supported fixed partial prostheses in maxillary anterior region: a finite element analysis (fea). *International Journal of Dentistry* 2021: 5977994.

204. Falcinelli C, Valente F, Vasta M, Traini T (2023). Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials* 39: 539–556.

205. Bavbek AB, Doğan A, Çehreli MC (2011). Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics* 9: 118–126.

206. İNAN Ö, SEVİMAY M, ERASLAN O, ESKİTAŞCIOĞLU G (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 15: 93–101.

207. İplikçioğlu H, Akça K (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry* 30: 41–46.

208. Shivakumar S, Kudagi V, Talwade P (2021). Applications of finite element analysis in dentistry: A review. *Journal of International Oral Health* 13: 415.

209. Trivedi S (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 4: 200–203.

210. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 26: 288–291.

211. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 25: 299–303.

212. MEIJER HJA, STARMANS FJM, BOSMAN F, STEEN WHA (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 20: 147–157.

213. Clelland NL, IYH, ZHS, PD (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants* 6: 391–398.

214. Nanda R (2005). *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics* Elsevier Health Sciences.

215. Şimşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics* 28: 199–213.

216. Mosharraf R, Molaei P, Fathi A, Isler S (2021). Investigating the effect of nonrigid connectors on the success of tooth-and-implant-supported fixed partial prostheses in maxillary anterior region: a finite element analysis (fea). *International Journal of Dentistry* 2021: 5977994.

217. KAĞAN SERTEL (2022). *Farklı altyapı materyalleriyle üretilmiş diş-implant destekli sabit protezlerdeki stres dağılımının sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmesi*.

218. Piccioni MAR V, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A (2013). Application of the finite element method in dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia* 10: 369–377.

219. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate Jr E (2011). 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Computer methods and programs in biomedicine* 104: 292–299.

220. Özçelik TB, Ersoy AE (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics* 16: 107–116.

221. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE (2019). Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences* 11: S85–S91.

222. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist* 4: 25–31.

223. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15.

224. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery* 20: 1173–1177.

225. Lin C, Wang J, Chang W (2008). Biomechanical interactions in tooth–implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clinical oral implants research* 19: 107–117.

226. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A (2008). Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 99: 185–192.

227. Naveau A, Pierrisnard L (2009). Mechanical effects of implant-tooth rigid connection by a fixed partial denture: a 3d finite element analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 17: 98–104.

228. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a

3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: e332–e342.

229. Mühlemann HR (1951). Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 4: 1220–1233.

230. Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P (2011). The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. *Journal of biomechanics* 44: 1304–1312.

231. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry* 36: 463–471.

232. Maceri F, Martignoni M, Vairo G (2007). Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *Journal of biomechanics* 40: 2386–2398.

233. Uddanwadiker R V, Padole PM, Arya H (2008). Effect of non linearity of PDL on a restored tooth. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 16: 146–157.

234. Su M-Z, Chang H-H, Chiang Y-C, Cheng J-H, Fuh L-J, Wang C-Y, Lin C-P (2013). Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. *Journal of Dental Sciences* 8: 121–128.

235. Wu B, Fu Y, Shi H, Yan B, Lu R, Ma S, Markert B (2018). Tensile testing of the mechanical behavior of the human periodontal ligament. *Biomedical engineering online* 17: 1–11.

236. Wei Z, Yu X, Xu X, Chen X (2014). Experiment and hydro-mechanical coupling simulation study on the human periodontal ligament. *Computer methods and programs in biomedicine* 113: 749–756.

237. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K (2009). Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials* 25: 1285–1292.

238. Prados-Privado M, Martínez-Martínez C, Gehrke SA, Prados-Frutos JC (2020). Influence of bone definition and finite element parameters in bone and dental implants stress: A literature review. *Biology* 9: 224.

239. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 26: 640–643.

240. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote Jr CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering* 12: 389–397.

241. Huang H, Huang J, Ko C, Hsu J, Chang C, Chen MYC (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research* 16: 466–472.

242. Soni A, Kumar S, Kumar N (2020). Effect of parametric uncertainties on fracture behavior of cortical bone using XIGA. *Engineering Fracture Mechanics* 233: 107079.

243. de Paula GA, Silva GC, Vilaça ÊL, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Moreira AN (2018). Biomechanical behavior of tooth-implant supported prostheses with different implant connections: a nonlinear finite element analysis. *Implant Dentistry* 27: 294–302.

244. Kumar GA, Kovoor LC, Oommen VM (2011). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. *Journal of Dental Implants* 1: 75–79.

245. Soni A, Kumar S, Kumar N (2020). Effect of parametric uncertainties on fracture behavior of cortical bone using XIGA. *Engineering Fracture Mechanics* 233: 107079.

246. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C* 69: 715–725.

247. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dental materials journal* 24: 219–224.

248. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: e332–e342.

249. Chidambaravalli K, Krishnan V (2020). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Osseointegrated Implants Placed in Bone of Different Densities With Cemented Fixed Prosthetic Restoration. *Journal of Oral Implantology* 46: 480–490.

250. Misch CE (2007). Bone density: a key determinant for treatment planning. *Contemporary implant dentistry 3rd ed St Louis: Mosby* 130–146.

251. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation* 31: 233–239.

252. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC da, de Souza Magini R (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 21: 2079–2085.

253. Nie H, Tang Y, Yang Y, Wu W, Zhou W, Liu Z (2023). Influence of a new abutment design concept on the biomechanics of peri-implant bone, implant components, and microgap formation: a finite element analysis. *BMC oral health* 23: 277.

254. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures–a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 32: 273–278.

255. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry* 91: 144–150.

256. Chang C-L, Chen C-S, Hsu M-L (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.

257. Takahashi JMFK, Dayrell AC, Consani RLX, de Arruda Nóbilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF (2015). Stress evaluation of implant-abutment connections under

different loading conditions: a 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology* 41: 133–137.

258. Akça K, Iplikçioğlu H (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation* 29: 350–356.

259. Küçükkurt S (2019). Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alaninda Yapilan Araştirmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 701–710.

260. Hussein FA, Salloomi KN, Abdulrahman BY, Al-Zahawi AR, Sabri LA (2019). Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of mandible bone: A finite element analysis. *Dental Research Journal* 16: 200–207.

261. Sivamurthy G, Sundari S (2016). Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion—a three-dimensional finite element study. *Progress in orthodontics* 17: 1–11.

262. Yeung TC, Hsu M-L, Dent M (2012). Biomechanical Effect of a Zirconia Dental Implant–Crown System: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.

263. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences* 6: 25–32.

264. Merdji A, Bouiadjra BB, Achour T, Serier B, Chikh BO, Feng ZO (2010). Stress analysis in dental prosthesis. *Computational materials science* 49: 126–133.

265. Burr D. B. (2011). Why bones bend but don't break. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions* 11: 270–285.

266. Zioupos P, Kirchner HOK, Peterlik H (2020). Ageing bone fractures: the case of a ductile to brittle transition that shifts with age. *Bone* 131: 115176.

267. Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH (1981). Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52: 481–490.

268. Winwood K, Zioupos P, Currey JD, Cotton JR, Taylor M (2006). The importance of the elastic and plastic components of strain in tensile and compressive fatigue of human

cortical bone in relation to orthopaedic biomechanics. *Journal of musculoskeletal and neuronal interactions* 6: 134.

269. Halldin A, Jimbo R, Johansson CB, Wennerberg A, Jacobsson M, Albrektsson T, Hansson S (2011). The effect of static bone strain on implant stability and bone remodeling. *Bone* 49: 783–789.

270. Moga RA, Buru SM, Olteanu CD (2022). Assessment of the Best FEA Failure Criteria (Part II): Investigation of the Biomechanical Behavior of Dental Pulp and Apical-Neuro-Vascular Bundle in Intact and Reduced Periodontium. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19: 15635.

271. Moga RA, Olteanu CD, Botez MD, Buru SM (2023). Assessment of the Orthodontic External Resorption in Periodontal Breakdown—A Finite Elements Analysis (Part I). *Healthcare* (Vol. 11), MDPI, p 1447.

272. Moga RA, Olteanu CD, Daniel BM, Buru SM (2023). Finite elements analysis of tooth—A comparative analysis of multiple failure criteria. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 20: 4133.

273. Moga RA, Buru SM, Olteanu CD (2022). Assessment of the best FEA failure criteria (Part I): Investigation of the biomechanical behavior of PDL in intact and reduced periodontium. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19: 12424.

274. Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, Diéguez-Pereira M, Fernández-González FJ, Dehesa-Ibarra B, Monticelli F (2016). Biomechanical consequences of the elastic properties of dental implant alloys on the supporting bone: finite element analysis. *BioMed Research International* 2016: 1850401.

275. Wu AY-J, Hsu J-T, Chee W, Lin Y-T, Fuh L-J, Huang H-L (2016). Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of the Formosan Medical Association* 115: 794–800.

276. Liu S, Tang C, Yu J, Dai W, Bao Y, Hu D (2014). The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1111–1118.

277. Ormianer Z, Palti A, Demiralp B, Heller G, Lewinstein I, Khayat PG (2012). Implant-supported first molar restorations: correlation of finite element analysis with clinical outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27.

278. Aslam A, Hassan SH, Aslam HM, Khan DA (2019). Effect of platform switching on peri-implant bone: A 3D finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 121: 935–940.

279. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C (2008). A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *Journal of Oral Implantology* 34: 1–6.

280. Fiorillo L, Cicciù M, D'Amico C, Mauceri R, Oteri G, Cervino G (2020). Finite element method and von mises investigation on bone response to dynamic stress with a novel conical dental implant connection. *BioMed Research International* 2020: 2976067.

281. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre Jr J (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.

282. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research* 54: 179–184.

283. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.

284. Bakke M (2006). Bite force and occlusion. *Seminars in orthodontics* (Vol. 12), Elsevier, pp 120–126.

285. de Abreu RAM, Pereira MD, Furtado F, Prado GPR, Mestriner Jr W, Ferreira LM (2014). Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Archives of oral Biology* 59: 1065–1074.

286. Takaki P, Vieira M, Bommarito S (2014). Maximum bite force analysis in different age groups. *International archives of otorhinolaryngology* 18: 272–276.

287. Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of dental research* 91: 25–32.

288. Shemtov-Yona K, Rittel D (2016). Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 62: 636–644.

289. Mericske-Stern R (2008). Prosthetic considerations. *Australian dental journal* 53: S49–S59.

290. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of dental research* 90: 1211–1215.

291. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB (2014). Evaluation of "All-on-Four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical implant dentistry and related research* 16: 501–510.

292. Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry* 14: 166–175.

293. Gharechahi J, Sharifi E, Nosohian S, Aghdaee NA (2008). Finite element method analysis of stress distribution to supporting tissues in a Class IV Aramany removable partial denture (Part II: bone and mucosal membrane). *J Contemp Dent Pract* 9: 65–72.

294. Çiftçi Y (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International journal of oral & maxillofacial implants* 15.

295. Akça K, İplikçioğlu H (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16.

296. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA de F, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP (2017). Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 20: 663–670.

297. McNamara Jr JA, Seligman DA, Okeson JP (1995). Occlusion, Orthodontic treatment, and temporomandibular disorders: a review. *Journal of orofacial pain* 9.

298. Okeson JP. (2020). *Criteria for Optimum Functional Occlusion. In: Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.*, 8th ed. St. Louis: Elsevier.

299. Chun H-J, Shin H-S, Han C-H, Lee S-H (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21.

300. Gökçimen G, Durkan R, Deste Gökay G, Oyar P (2023). The effect of different abutment and restorative crown materials on stress distribution in single-unit implant-supported restorations: A 3D finite element stress analysis. *Journal of Prosthodontics*.

301. Hamed MT, Mously HA (2019). Investigating economic and clinical implications of tooth implant supported prosthesis among patients and practitioners. *International Journal of Pharmaceutical Research and Allied Sciences* 8: 116–121.

302. von Stein-Lausnitz M, Nickenig H-J, Wolfart S, Neumann K, von Stein-Lausnitz A, Spies BC, Beuer F (2019). Survival rates and complication behaviour of tooth implant–supported, fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 88: 103167.

303. La Monaca G, Pranno N, Annibali S, Massimo C, Polimeni A, Patini R, Cristalli MP (2021). Survival and complication rates of tooth-implant versus freestanding implant supporting fixed partial prosthesis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research* 65: 1–10.

304. Nickenig H-J, Spiekermann H, Wichmann M, Andreas SK, Eitner S (2008). Survival and Complication Rates of Combined Tooth-Implant—Supported Fixed and Removable Partial Dentures. *International Journal of Prosthodontics* 21.

305. Lindh T (2008). Should we extract teeth to avoid tooth–implant combinations? *Journal of oral rehabilitation* 35: 44–54.

306. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research* 18: 97–113.

307. Rammelsberg P, Meyer A, Lorenzo-Bermejo J, Kappel S, Zenthöfer A (2021). Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth–implant-

supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 126: 196–203.

308. Narde J, Ahmed N, Marrapodi MM, Siurkel Y, Ronsivalle V, Cicciù M, Minervini G (2024). Evaluation and assessment of the survival of tooth implant supported prosthesis in tooth and implant supported rehabilitation cases with metal frameworks. *BMC Oral Health* 24: 379.

309. Sherif R, Abouel Fetouh A, Ghanem L (2017). STRAIN GAUGE ANALYSIS OF TOOTH-IMPLANT-SUPPORTED FDP WITH NON-RIGID CONNECTORS USING DIFFERENT IMPLANT-ABUTMENT CONNECTIONS: INVITRO. *Egyptian Dental Journal* 63: 805–814.

310. Tsaousoglou P, Michalakis K, Kang K, Weber H, Sculean A (2017). The effect of rigid and non-rigid connections between implants and teeth on biological and technical complications: a systematic review and a meta-analysis. *Clinical oral implants research* 28: 849–863.

311. Akça K, Çehreli MC (2008). Two-year prospective follow-up of implant/tooth-supported versus freestanding implant-supported fixed partial dentures. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 28.

312. Ormianer Z, Brosh T, Laufer B-Z, Shifman A (2005). Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. *Implant dentistry* 14: 58–62.

313. Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ (2002). Prospective evaluation of implants connected to teeth. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17.

314. Srinivasan M, Padmanabhan T V (2008). Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: An: in vitro: photoelastic stress analysis. *Indian Journal of Dental Research* 19: 6–11.

315. Lin C-L, Wang J-C (2003). Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18.

316. Naguib GH, Hashem ABH, Abougazia A, Mously HA, Qutub OA, Hamed MT (2023). Effect of non-rigid connector on the stress distribution of tooth-implant

supported fixed prostheses using different implant length and diameter: A comparative 3D finite element study. *Journal of Prosthodontics* 32: e129–e138.

317. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible–a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics* 46: 1312–1320.

318. Akça K, Uysal S, Çehreli MC (2006). Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clinical oral implants research* 17: 331–336.

319. Isidor F (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research* 17: 8–18.

320. Lencioni KA, Noritomi PY, Macedo AP, Ribeiro RF, Pereira de AR (2020). Influence of different implants on the biomechanical behavior of a tooth-implant fixed partial dentures: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 46: 27–34.

321. Hansson S (2000). Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clinical implant dentistry and related research* 2: 33–41.

322. Cooper LF, Tarnow D, Froum S, Moriarty J, De Kok IJ (2016). Comparison of marginal bone changes with internal conus and external hexagon design implant systems: a prospective, randomized study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 36.

323. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JFS, de Faria Almeida DA (2015). Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 114: 644–651.

324. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry* 76: 633–640.

325. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP (2005). Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clinical oral implants research* 16: 326–334.

326. Michalakis KX, Calvani P, Hirayama H (2012). Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *Journal of dental biomechanics* 3.

327. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Göllner M, Hamel J (2009). Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics* 22.

328. Tajti P, Solyom E, Czumbel LM, Szabó B, Fazekas R, Németh O, Hermann P, Gerber G, Hegyi P, Mikulás K (2023). Monolithic zirconia as a valid alternative to metal-ceramic for implant-supported single crowns in the posterior region: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

329. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 35: 93–101.

330. Öğreten AT (2015). *Abutment boyutu ile altyapı ve üstyapı kalınlıklarının posterior implant üstü zirkonyum kronların fraktür dayanımı üzerine etkisinin incelenmesi*.

331. Alkharrat AR, Schmitter M, Rues S, Rammelsberg P (2018). Fracture behavior of all-ceramic, implant-supported, and tooth–implant-supported fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations* 22: 1663–1673.

332. Gabbert O, Karatzogiannis E, Ohlmann B, Schmitter M, Karl J, Rammelsberg P (2012). Fracture load of tooth–implant-retained zirconia ceramic fixed dental prostheses: Effect of span length and preparation design. *Clinical Oral Implants Research* 23: 719–725.

333. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of dentistry* 37: 978–983.

334. Att W, Grigoriadou M, Strub JR (2007). ZrO2 three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of oral rehabilitation* 34: 282–290.

335. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000* 47.

336. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 23.

337. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung K-H, Mancl LA (2013). In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of prosthetic dentistry* 109: 255–263.

338. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC (2016). Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International journal of prosthodontics* 29: 233–244.

339. ElHoussiney AG, Zhang H, Song J, Ji P, Wang L, Yang S (2018). Influence of implant location on the clinical outcomes of implant abutments: a systematic review and meta-analysis. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 19–35.

340. de Holanda KAB, Caldas RA, Amaral M, Vitti RP (2021). Biomechanical evaluation of anterior implants associated with titanium and zirconia abutments and monotype zirconia implants. *Journal of Prosthodontic Research* 65: 73–77.

341. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö (2018). 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* 119: 437–445.

342. Peixoto HE, Bordin D, Cury AADB, da Silva WJ, Faot F (2016). The role of prosthetic abutment material on the stress distribution in a maxillary single implant-supported fixed prosthesis. *Materials Science and Engineering: C* 65: 90–96.

343. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP (2014). 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* 112: 1096–1102.

344. Sivrikaya EC, Guler MS, Bekci ML (2020). A comparative study between zirconia and titanium abutments on the stress distribution in parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *Technology and Health Care* 28: 603–613.

345. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH (2009). In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 850–858.

346. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, Clelland NL, McGlumphy EA (2015). Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 513–516.

347. Chun H-J, Yeo I-S, Lee J-H, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, Han J-S, Lee S-J (2015). Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30.

348. Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical oral implants research* 30: 90–98.

349. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P (2004). 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* 17.

350. Gou M, Chen H, Fu M, Wang H (2019). Fracture of zirconia abutments in implant treatments: a systematic review. *Implant dentistry* 28: 378–387.

351. Choi S-M, Choi H, Lee D-H, Hong M-H (2021). Comparative finite element analysis of mandibular posterior single zirconia and titanium implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 13: 396.

352. Pumnil S, Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Elsaka S (2022). Effect of different customized abutment types on stress distribution in implant-supported single crown: a 3D finite element analysis. *Journal of Prosthodontics* 31: e2–e11.

353. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 417–425.

354. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ (2011). Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.

355. Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M (2020). Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *International journal of implant dentistry* 6: 1–7.

356. Korkmaz IH, Kul E (2022). Investigation of the type of angled abutment for anterior maxillary implants: A finite element analysis. *Journal of Prosthodontics* 31: 689–696.

357. Talmazov G, Veilleux N, Abdulmajeed A, Bencharit S (2020). Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. *PLoS One* 15: e0229360.

358. Tsuruta K, Ayukawa Y, Matsuzaki T, Kihara M, Koyano K (2018). The influence of implant–abutment connection on the screw loosening and microleakage. *International Journal of Implant Dentistry* 4: 1–6.

359. Tallarico M, Canullo L, Caneva M, Özcan M (2017). Microbial colonization at the implant-abutment interface and its possible influence on periimplantitis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research* 61: 233–241.

360. Michalakis KX, Calvani P, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H (2014). The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *Journal of Oral Implantology* 40: 146–152.

361. Shin H-M, Huh J-B, Yun M-J, Jeon Y-C, Chang BM, Jeong C-M (2014). Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 6: 126–132.

362. Raoofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Movahhedi MR (2013). Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: a finite element analysis. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 7: 132.

363. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15.

364. Balik A, Karatas MO, Keskin H (2012). Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 38: 491–496.

365. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, de Mattias Sartori IA, Ribeiro RF (2009). Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics* 22.

366. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F (1998). Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology* 24: 80–88.

367. Junior JFS, Verri FR, de Faria Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP (2016). Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering: C* 63: 292–300.

368. Costa Dayrell A, Yoshito Noritomi P, Ferreira Koyama Takahashi JM, Xediek Consani RL, Ferraz Mesquita M, Fernandes dos Santos MB, Dayrell AC, Noritomi PY, Takahashi JM, Consani RL (2015). Biomechanical Analysis of Implant-Supported Prostheses with Different Implant-Abutment Connections. *International Journal of Prosthodontics* 28.

369. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Jr JF, de Carvalho PSP (2014). Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *Journal of periodontology* 85: 261–269.

370. Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A (2013). Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta odontologica scandinavica* 71: 283–288.

371. Cho S-Y, Huh Y-H, Park C-J, Cho L-R (2016). Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry* 36.

372. Hung H-C, Huang C-S, Pan Y-H (2019). The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. *Journal of dental sciences* 14: 318–324.

373. Villarinho EA, Cervieri A, Shinkai RSA, Grossi ML, Teixeira ER (2015). The effect of a positioning index on the biomechanical stability of tapered implant-abutment connections. *Journal of Oral Implantology* 41: 139–143.

374. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 71: 592–599.

375. Sakaguchi RL, Borgersen SE (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10.