



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi

[Doktora Tezi]

**İMLANT-DİŞ DESTEKLİ SABİT PROTETİK TEDAVİLERİN FARKLI KEMİK
DANSİTELERİNDE, FARKLI BAĞLANTI SEÇENEKLERİNİN 3 BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE İNCELENMESİ**

Emre Siyabend KONYAR

Danışman
Doç. Dr. Ceyda AKIN

Konya – 2025



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi

[Doktora Tezi]

**İMLANT-DİŞ DESTEKLİ SABİT PROTETİK TEDAVİLERİN FARKLI KEMİK
DANSİTELERİNDE, FARKLI BAĞLANTI SEÇENEKLERİNİN 3 BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE İNCELENMESİ**

Emre Siyabend KONYAR
ORCID: 0009-0001-2600-2982

Danışman
Doç. Dr. Ceyda AKIN
ORCID: 0000-0001-9704-3100

Bu tez çalışması bilimsel araştırma projeleri tarafından 24DR24004 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Konya – 2025

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışma, uzun ve meşakkatli bir yolculuğun nihayeti olmakla birlikte, bilime ve alanıma olan inancımın bir tezahürüdür. Doktora eğitimi süresince edinilen bilgi birikimi ve bu tezin ortaya çıkışı, sadece akademik bir çabanın değil, aynı zamanda büyük bir azim, fedakârlık ve destek ağının sonucudur.

Öncelikle, bu tezin her aşamasında rehberliği, eleştirileri ve engin bilgisiyle yolumu aydınlatan kıymetli tez danışmanım Doç. Dr. Ceyda AKIN'a en içten şükranlarımı sunarım. Kendisinin vizyoner yaklaşımı, beni her zaman daha iyisini aramaya teşvik etmiştir.

Tez İzleme Komitesi üyelerim olan değerli hocalarım Prof. Dr. Alparslan ESEN ve Doç. Dr. Esad GÜVEN'e, değerli zamanlarını ayırarak yaptıkları yapıcı yorumlar ve yönlendirmeler için teşekkür ederim. Bu çalışma, onların katkılarıyla bilimsel derinlik kazanmıştır.

Ancak, tüm bu akademik süreçte bana her zaman destek olan ve güç veren, beni ayakta tutan ve bu yolculuğun her anını anlamlı kılan bir destek daha var ki, o da kendi ailemdir.

Bu tezin her satırı, aslında sizden ve sizinle geçireceğim vakitlerden alınarak yazıldı. Gösterdiğiniz sabır ve sevgiden ötürü eşim Büşra ve küçük ışığım kızım Alisa'ya sonsuz teşekkür ederim. Sizleri çok seviyorum.

Ayrıca tez sürecimde bana akademik tecrübelerini sürekli aktararak daha kolay ilerlememi sağlayan canım ablama ve maddi manevi her zaman arkamda olan annem ve babama sonsuz saygı ve sevgilerimi sunuyorum.

Bu tez, sadece bir akademik bitiş değil; aslında yeni bir başlangıçtır.

Saygılarımla,

Emre Siyabend KONYAR

Aralık 2025

İÇİNDEKİLER

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TEZ ONAY SAYFASI.....	v
TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU	vi
BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantların Biyomekaniği.....	3
2.2. Doğal Dişin Biyomekaniği ve Periodontal Ligament	4
2.3. İmplant–Diş Arasındaki Hareket Farklılıkları	6
2.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Bağlantı Sistemleri	7
2.5. Rijit Bağlantı Sistemleri	9
2.6. Non-Rijit Bağlantı Sistemleri	10
2.7. İmplant–Diş Destekli Restorasyonlarda Biyomekanik Sorunlar	11
2.8. İmplant–Diş Destekli Sabit Restorasyonlarda Planlama İlkeleri.....	12
2.9. Literatür Özeti, Bilgi Boşlukları ve Çalışmanın Gerekçesi	14
3.GEREÇ VE YÖNTEM	16
3.1.Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemik Modellenmesi.....	17
3.3.Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	31
3.4.Malzeme Tanımları	31
3.4.Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	32
3.5.Kuantitatif Model Bilgileri	34
3.6.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	34
4.BULGULAR.....	35
4.1.Vertikal Yükleme Koşullarında D2 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları	35
4.1.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları.....	35
4.1.2.Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları	36
4.1.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları.....	36
4.1.4.Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları	37

4.2. Vertikal Yükleme Koşullarında D4 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları	38
4.2.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları	38
4.2.2.Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları	39
4.2.3.Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları	40
4.2.4.Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları	41
4.3.Oblik Yükleme Koşullarında D2 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları	42
4.3.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları	42
4.3.2.Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları	43
4.3.3.Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları	44
4.3.4.Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları	45
4.4.Oblik Yükleme Koşullarında D4 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları	46
4.4.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları	46
4.4.2.Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları	47
4.4.3.Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları	48
4.4.4.Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları	49
5.TARTIŞMA	55
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	66
7.KAYNAKÇA	67
8. EKLER	73
8.1. Orjinallik Raporu	73

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi **Emre Siyabend KONYAR**'ın “**İmplant-Diş Destekli Sabit Protetik Tedavilerin Farklı Kemik Dansitelerinde, Farklı Bağlantı Seçeneklerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiziyle İncelenmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya / 29.12.2025

Tez Danışmanı	Doç. Dr. Ceyda AKIN Necmettin Erbakan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Mehmed Esad GÜVEN Necmettin Erbakan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Prof. Dr. Alparslan ESEN Necmettin Erbakan Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Prof. Dr. Serhan AKMAN Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası
Jüri Üyesi	Doç. Dr. Tuba YILMAZ SAVAŞ Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD	İmzası

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 31/12/2025 tarih ve 31/23 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Hasibe VURAL
Enstitü Müdürü

TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

İmplant-Diş Destekli Sabit Protetik Tedavilerin Farklı Kemik Dansitelerinde, Farklı Bağlantı Seçeneklerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiziyle İncelenmesi başlıklı tez çalışmamın toplam **79** sayfalık kısmına ilişkin, 15.12.2025 tarihinde tez danışmanım tarafından **Turnitin** adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı **%10** olarak belirlenmiştir.

Uygulanan filtrelemeler:

1. Tez kabul sayfası hariç
2. Tez çalışması orijinallik raporu sayfası hariç
3. Bilimsel etik beyannamesi sayfası hariç
4. Ön söz hariç
5. İçindekiler hariç
6. Simgeler ve kısaltmalar hariç
7. Materyal ve metot hariç
8. Kaynaklar hariç
9. Alıntılar dahil
10. 7 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Necmettin Erbakan Üniversitesi Tez Çalışması Orijinallik Raporu Uygulama Esaslarını inceledim ve tez çalışmamın, bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranının (%20) altında olduğunu ve intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

29.12.2025

İmza

Emre Siyabend KONYAR

İmza

Doç. Dr. Ceyda AKIN

BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini, tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez hazırlama kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel kurallara uygun olarak atıf yapıldığını ve bu kaynakların kaynaklar listesine eklendiğini beyan ederim.

29.12.2025

Emre Siyabend KONYAR



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1 Çalışmada Kullanılan Modeller	26
Tablo 3.2 Malzemelerin Elastik Modül ve Poisson Oranları	32
Tablo 3.3 Kuantitatif Model Bilgileri	34
Tablo 4.1 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri	35
Tablo 4.2 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri	36
Tablo 4.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri	37
Tablo 4.4 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri	38
Tablo 4.5 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri	39
Tablo 4.6 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri	40
Tablo 4.7 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri	41
Tablo 4.8 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri	42
Tablo 4.9 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri	43
Tablo 4.10 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri	44
Tablo 4.11 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri	45
Tablo 4.12 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri	46
Tablo 4.13 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri	47
Tablo 4.14 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri	48
Tablo 4.15 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri	49
Tablo 4.16 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri	50

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1 Dental implantların osseointegrasyon sürecinin, implantasyon sonrası 1.günden 28.güne kadar gerçekleşen hücresel olaylar açısından zaman çizelgesi şeklindeki grafiksel gösterimi	3
Şekil 2.2 Periodontal Ligament Histolojik Kesitleri	5
Şekil 2.3 İmplant-Doğal Diş Arasındaki Bağ Dokusu Liflerinin Farkı.....	7
Şekil 3.1 3D Slicer Uygulamasının Arayüzü	16
Şekil 3.2 Kortikal Kemik Model 01 ve 03.....	18
Şekil 3.3 Trabeküler Kemik 01 ve 03	18
Şekil 3.4 Kortikal Kemik Model 02 ve 04.....	19
Şekil 3.5 Trabeküler Kemik 02 ve 04	19
Şekil 3.6 İmplant Modeli	20
Şekil 3.7 Abutment Modeli	20
Şekil 3.8 Vida Modeli	21
Şekil 3.9 Siman Modeli	21
Şekil 3.10 Prepare 43 Numaralı Diş Modeli.....	21
Şekil 3.11 Prepare 45 Numaralı Diş Modeli	22
Şekil 3.12 Prepare 47 Numaralı Diş Modeli.....	22
Şekil 3.13 PDL Modeli (43 nolu diş)	22
Şekil 3.14 PDL Modeli (45 nolu diş)	23
Şekil 3.15 PDL Modeli (47 nolu diş)	23
Şekil 3.16 Rijit Metal Altyapı Model 01	23
Şekil 3.17 Rijit Metal Altyapı Model 02	23
Şekil 3.18 Non-Rijit Metal Altyapı Model 03.....	24
Şekil 3.19 Non-Rijit Metal Altyapı Model 04.....	24
Şekil 3.20 Rijit Köprü Model 01	24
Şekil 3.21 Rijit Köprü Model 02.....	25
Şekil 3.22 Non-Rijit Köprü Model 01	25
Şekil 3.23 Non- Rijit Köprü Model 04.....	26
Şekil 3.24 Model 01'in parçalarının birleştirilmiş hali	27
Şekil 3.25 Model 01'in parçalarının ayrıştırılmış hali	27
Şekil 3.26 Model 02'in parçalarının birleştirilmiş hali	28

Şekil 3.27 Model 02'in parçalarının ayrıştırılmış hali	28
Şekil 3.28 Model 03'in parçalarının birleştirilmiş hali	29
Şekil 3.29 Model 03'in parçalarının ayrıştırılmış hali	29
Şekil 3.30 Model 04'in parçalarının birleştirilmiş hali	30
Şekil 3.31 Model 04'in parçalarının ayrıştırılmış hali	30
Şekil 3.32 Altair Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller	31
Şekil 3.33 Bukkolingual Oblik Kuvetlerin Gösterimi.....	33
Şekil 3.34 Vertikal Kuvetlerin Gösterimi	33
Şekil 3.35 Sınır Koşullarının Gösterimi	34
Şekil 4.1 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	35
Şekil 4.2 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa).....	36
Şekil 4.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	37
Şekil 4.4 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)	38
Şekil 4.5 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	39
Şekil 4.6 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa).....	40
Şekil 4.7 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	41
Şekil 4.8 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)	42
Şekil 4.9 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	43
Şekil 4.10 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa).....	44
Şekil 4.11 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa).....	45
Şekil 4.12 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)	46
Şekil 4.13 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	47
Şekil 4.14 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa).....	48
Şekil 4.15 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	49
Şekil 4.16 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)	50
Şekil 4.17 Model 01 Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	51
Şekil 4.18 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)	52
Şekil 4.19 Model 01 Rijit iki diş ve Model 03 Non-Rijit iki diş modellerinde stres dağılımı (MPa).....	53
Şekil 4.20 Model 02 Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa).....	53
Şekil 4.21 Model 04 Non-Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa).....	54
Şekil 4.22 Model 02 Rijit İki İmplant ve Model 04 Non-Rijit İki İmplant modellerinde stres dağılımı (MPa)	54

ÖZET

Necmettin Erbakan Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Protetik Diş Tedavisi
Doktora Tezi

İMLANT-DİŞ DESTEKLİ SABİT PROTETİK TEDAVİLERİN FARKLI KEMİK DENSİTELERİNDE, FARKLI BAĞLANTI SEÇENEKLERİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE İNCELENMESİ

Emre Siyabend KONYAR

KONYA-2025

İmplant–diş destekli sabit restorasyonlar, doğal dişin fizyolojik hareket kabiliyeti ile implantın rijit davranışının aynı sistem içerisinde bir araya gelmesi nedeniyle karmaşık biyomekanik koşullar oluşturur. Bu iki destek tipinin birlikte kullanımı; intrüzyon, artmış marjinal kemik stresi, bağlantı elemanı kırıkları ve oklüzal uyumsuzluk gibi komplikasyonlara yol açabilmektedir. Bu çalışma, mandibular posterior bölgede rijit ve non-rijit bağlantı sistemlerinin farklı kemik dansitelerinde (D2 ve D4) gerilme dağılımına etkisini, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamıştır.

Mandibula kemik modeli Visible Human Project verileri kullanılarak oluşturulmuş; kortikal ve trabeküler kemik yapıları 3DSlicer, Blender ve Altair Hypermesh yazılımları ile ayrıntılı şekilde modellenmiştir. 43, 45 ve 47 numaralı dişlerin periodontal ligamentleri 0,2 mm kalınlığında simüle edilmiş; 4,1 × 10 mm Straumann implant, abutment, vida ve protez altyapıları katalog ölçülerine uygun olarak modellenmiştir. Rijit ve non-rijit bağlantı tasarımlarını içeren toplam sekiz model hazırlanmış; modeller hem vertikal hem oblik (30° bukkolingual) yükleme altında değerlendirilmiştir. Gerilme analizleri Altair OptiStruct çözücüsü ile gerçekleştirilmiştir.

Bulgulara göre, tüm modellerde en yüksek gerilme implant boyun bölgesinde ve metal altyapı üzerinde yoğunlaşmıştır. Non-rijit bağlantıların, implant çevresi kortikal kemikteki stres konsantrasyonunu belirli ölçüde azalttığı ancak metal altyapı ve bağlantı elemanlarında oldukça yüksek stres birikimine neden olduğu görülmüştür. Rijit bağlantı modellerinde kortikal kemik üzerindeki streslerin daha belirgin olduğu; non-rijit bağlantı modellerinde ise yükün bir kısmının bağlantı elemanlarına aktararak kemik üzerindeki pik stresin azaldığı tespit edilmiştir. D4 tipi kemikte hem implant çevresi hem de altyapı stresleri D2'ye kıyasla daha yüksek bulunmuş, düşük kemik yoğunluğunun gerilme dağılımını olumsuz etkilediği gösterilmiştir.

Sonuç olarak, implant–diş destekli sabit restorasyonlarda bağlantı tipi ve kemik dansitesi gerilme dağılımını doğrudan etkilemektedir. Non-rijit bağlantılar diferansiyel mobilitiyi absorbe ederek kortikal kemikteki stresi azaltabilse de bağlantı elemanlarında yüksek stres oluşturmaktadır. Rijit bağlantılar ise sistem stabilitesi sağlamakla birlikte kemik üzerindeki stresleri artırmaktadır. Bu nedenle klinik uygulamada bağlantı seçimi; kemik kalitesi, periodontal destek, oklüzal yüklerin yönü ve restorasyonun uzunluğu göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: İmplant–diş destekli restorasyonlar, kemik dansitesi, non-rijit bağlantı, rijit bağlantı, sonlu elemanlar analizi.

ABSTRACT

Necmettin Erbakan University, Graduate School of Health Sciences
Department Of Prosthetic Dentistry
Prosthetic Dentistry
[Doctoral Thesis]

A 3D FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF RIGID AND NON-RIGID CONNECTOR DESIGNS IN IMPLANT–TOOTH SUPPORTED FIXED PROSTHESES UNDER DIFFERENT BONE DENSITIES

Emre Siyabend KONYAR

KONYA–2025

Implant–tooth supported fixed prostheses present complex biomechanical challenges due to the coexistence of two structures with fundamentally different mobility characteristics: the physiologically mobile natural tooth supported by the periodontal ligament and the rigid, osseointegrated dental implant. This discrepancy may lead to complications such as intrusion of the natural tooth, increased stress in cortical bone, connector fractures, and mechanical failure of prosthetic components. The aim of this study was to compare stress distribution patterns of rigid and non-rigid connector designs in the mandibular posterior region under different bone densities (D2 and D4) using three-dimensional finite element analysis (FEA).

A detailed mandibular bone model was created using Visible Human Project CT data, and cortical–trabecular structures were segmented via 3DSlicer and finalized with Blender and Altair Hypermesh. Periodontal ligament layers (0.2 mm) were modeled around teeth 43, 45, and 47. A 4.1 × 10 mm Straumann implant, corresponding abutment and screw components, as well as rigid and non-rigid metal frameworks, were modeled according to manufacturer specifications. Eight analysis models were generated, representing different combinations of bone density and connector design. Vertical and 30° buccolingual oblique loads were applied, and stress analyses were performed using Altair OptiStruct.

Results showed that maximum stresses consistently occurred at the implant neck region and within the metal framework. Non-rigid connectors reduced peak cortical bone stresses by allowing limited vertical displacement but substantially increased stress concentration within the connector components themselves. In contrast, rigid connectors provided structural stability but led to higher stress accumulation in peri-implant cortical bone. D4 bone density generated higher stress magnitudes in both implant and framework components compared to D2, indicating the mechanical disadvantage of low-density bone.

In conclusion, both connector design and bone density significantly influence the biomechanics of implant–tooth supported prostheses. While non-rigid connectors may reduce peri-implant stress, they increase mechanical load on the prosthetic components. Rigid connectors enhance structural stability but intensify stress on cortical bone. Clinical selection of connector type should therefore consider bone quality, periodontal support, occlusal loading direction, and prosthesis span length.

Keywords: Bone density, Finite element analysis, implant–tooth supported prostheses, non-rigid connector, rigid connector.

1.GİRİŞ

Kısmi dişsizliklerin rehabilitasyonunda sabit protetik restorasyonlar hem fonksiyonun yeniden sağlanması hem de estetik beklentilerin karşılanması açısından temel tedavi seçenekleridir. Mandibulanın posterior bölgesi, yüksek oklüzal kuvvetler ve sınırlı anatomik alan nedeniyle tedavi planlamasında daha dikkat gerektiren bir bölgedir. Bu koşullarda doğal dişlerin korunması proprioseptif avantaj sağlarken, implantların kullanımı restoratif stabiliteyi artırır. Dolayısıyla implant ve doğal dişin aynı restorasyon altında birlikte kullanıldığı diş-implant destekli sabit protezler, belirli klinik durumlarda değerli bir tedavi alternatifi olarak görülmektedir (Al-Omiri vd., 2017; Chee & Mordohai, 2010).

Periodontal ligament aracılığıyla fizyolojik mobiliteye sahip dişlerin, osseointegre ve rijit davranan implantlarla birleştirilmesi önemli biyomekanik sorunlara yol açabilmektedir. Literatürde implant-diş destekli protezlerde intrüzyon, marjinal kemik kaybı ve protetik komponent kırıkları gibi komplikasyonların tanımlandığı ve bu durumların çoğunlukla hareket farklılıklarıyla ilişkilendirildiği bildirilmektedir (Greenstein vd., 2009; Hita-Carrillo vd., 2010; Naert vd., 2001a; Schlumberger vd., 1998). Bu komplikasyonların kesin mekanizması tam açıklanamamış olsa da PDL’de aşırı kompresyon, oklüzal yüklerin dengesiz dağılması ve ankraj etkisi gibi faktörler öne çıkmaktadır.

Bu biyomekanik uyumsuzluğu azaltmak için geliştirilen rijit ve non-rijit bağlantı tasarımları farklı avantajlara sahiptir. Rijit bağlantılar tek parça stabilite sunarken, non-rijit bağlantılar diferansiyel mobilitayı dengeleyerek stres absorpsiyonu sağlayabilir. Sonlu elemanlar analizine (FEA) dayanan çalışmalar, non-rijit bağlantıların implant ve çevre kemikteki gerilme konsantrasyonlarını azaltabildiğini, ancak bağlantı bileşenleri üzerinde daha yüksek gerilmelere neden olabildiğini göstermektedir (Burak Özcelik vd., 2011; Mosharraf vd., 2021a). Non-rijit bağlantıların intrüzyon riskini azaltıp azaltmadığı konusunda ise literatürde fikir birliği bulunmamakta, intrüzyonun daha çok oklüzal planlama ve hasta seçimiyle ilişkili olabileceği belirtilmektedir (Schlumberger vd., 1998).

Mandibular posterior bölge, kortikal kemik yoğunluğu ve yüksek çiğneme kuvvetleri nedeniyle biyomekanik açıdan zorlu bir anatomik segmenttir. FEA çalışmalarında bu bölgede özellikle dar implantların veya kantilever benzeri yüklemenin yer aldığı senaryolarda kortikal kemikte belirgin stres artışı gözlemlenmiştir (Topkaya vd., 2015). Bu nedenle bu bölgedeki implant-diş destekli restorasyonlarda bağlantı tasarımının seçimi kritik klinik önem taşımaktadır.

Sonlu elemanlar analizi, dental implant sistemlerinde gerilme dağılımını değerlendirmek için yaygın kullanılan bir yöntemdir ve klinikte doğrudan ölçülmesi zor olan mekanik davranışların incelenmesine olanak sağlar (Geng vd., 2001). Bununla birlikte FEA literatüründe modelleme yaklaşımlarının oldukça heterojen olduğu, geometrik doğruluk, malzeme özellikleri ve yükleme senaryoları açısından önemli farklılıklar bulunduğu bildirilmiştir (Valente vd., 2025). Ayrıca mevcut çalışmaların büyük kısmı maksiller bölgede veya sınırlı bağlantı konfigürasyonlarıyla yapılmış olup, mandibular posterior bölgede rijit ve non-rijit bağlantıların sistematik biçimde karşılaştırıldığı çalışma sayısı sınırlıdır (Greenstein vd., 2009; Lindh vd., 2001; Menicucci vd., 1998; Mosharraf vd., 2021b).

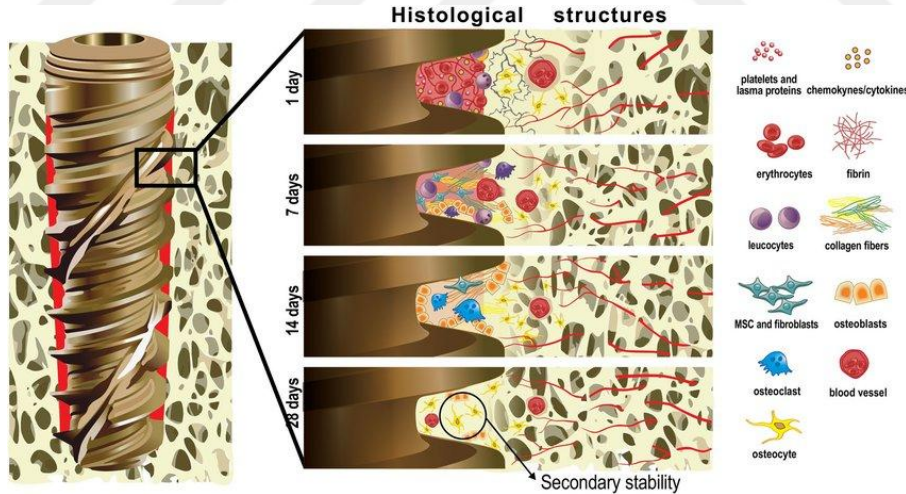
Bu nedenle bu çalışmanın amacı, mandibular posterior bölgede implant–diş destekli sabit protezlerde kullanılan rijit ve non-rijit bağlantı tasarımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması, farklı bağlantı seçeneklerinin yük transferi, gerilme dağılımı ve potansiyel risk bölgeleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilerek klinik karar verme sürecine bilimsel katkı sağlanmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Biyomekaniği

Dental implantların biyomekanik davranışı, fonksiyon sırasında iletilen oklüzal kuvvetlerin çevre kemik dokusunda nasıl dağıldığını belirleyen bir dizi yapısal ve materyal özelliğine dayanır. Modern dental implantlar titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilmiş olup, yüksek elastik modülleri sayesinde fonksiyonel yükleri doğrudan kemiğe iletebilecek rijitlikte tasarlanmıştır. Titanyumun elastik modülü kortikal kemikten daha yüksek olduğu için, implant çevresi özellikle boyun bölgesinde gerilme yoğunluklarının artması biyomekanik açıdan beklenen bir durumdur (Natali vd., 2006a; Valente vd., 2025).

İmplant biyomekaniğinin temelini osseointegrasyon oluşturur (Şekil 2.1). Osseointegrasyon, implant yüzeyi ile çevre kemik arasında fibrilsiz, doğrudan bir bağlantının oluşması ve implantın fonksiyon altında stabil kalmasını sağlar. Bu bağlantı, protezden gelen kuvvetlerin periodontal ligament aracılığıyla dağıldığı doğal dişten farklı olarak, daha rijit ve sınırlı bir deformasyon kapasitesine sahiptir (Misch, 2005). Bu nedenle, implant destekli restorasyonlar fonksiyon sırasında kemik dokusu üzerinde daha belirgin gerilme odakları oluşturabilir.



Şekil 2.1 Dental implantların osseointegrasyon sürecinin, implantasyon sonrası 1. günden 28. güne kadar gerçekleşen hücresel olaylar açısından zaman çizelgesi şeklindeki grafiksel gösterimi

İmplantlara etki eden kuvvetler yalnız aksiyel değil, aynı zamanda oblik ve lateral bileşenler içerir. Aksiyel kuvvetler daha homojen bir gerilme dağılımı oluşturma eğiliminde iken, oblik ve lateral yükler implant boynu çevresinde çekme ve kayma tipinde daha zararlı gerilmelerin ortaya çıkmasına neden olabilir. Bu durum, özellikle posterior bölgede oklüzal tasarımın ve temas noktalarının doğru düzenlenmesini biyomekanik açıdan kritik hale getirir (Geng vd., 2001).

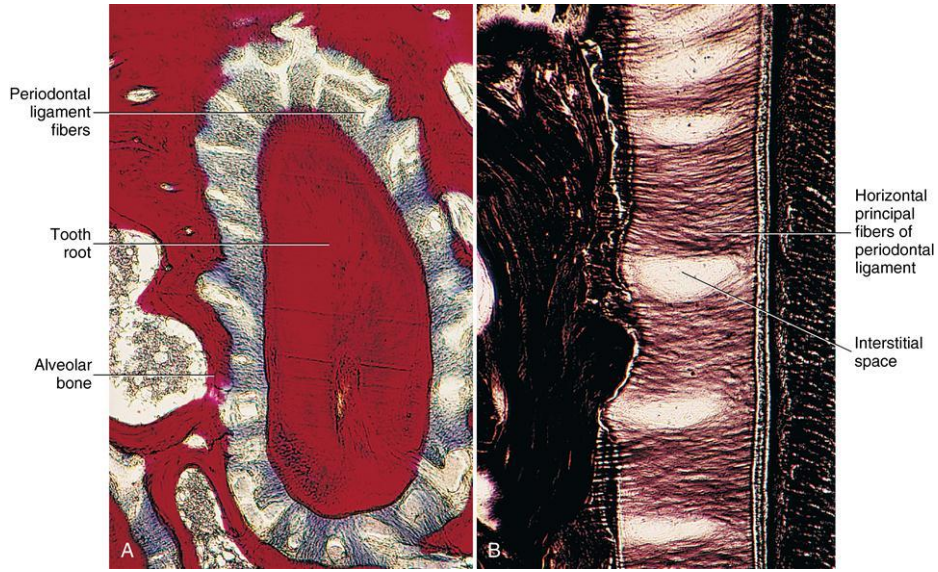
İmplant tasarım parametreleri de yük aktarımı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Dişli (thread) geometrisi, yüzey pürüzlülüğü, implant çapı ve boyu, implant ile kemik arasındaki temas yüzeyini ve lokal gerilme dağılımını doğrudan etkiler. Geniş çaplı veya makro-geometrisi optimize edilmiş implantların, kortikal kemikteki gerilme konsantrasyonlarını azaltabildiği gösterilmiştir (Topkaya vd., 2015). Bununla birlikte, kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde daha uzun veya daha agresif dişli tasarımlarının stabilizasyonu artırdığı bilinmektedir.

Kemik kalitesi implant biyomekaniğinin ayrılmaz bir parçasıdır. Kortikal kemik yüksek elastik modülü sayesinde yükün büyük kısmını taşıırken, trabeküler kemik daha düşük sertliğiyle yükü absorbe eden bir yapı gibi davranır. Alt çene posterior bölgesinde kortikal kemik kalınlığının fazla olması, implantın özellikle boyun bölgesinde daha yüksek gerilmelere maruz kalmasına yol açabilir. Bu nedenle implant yerleşim açısı, çap, boy ve protetik tasarım gibi değişkenler birlikte değerlendirilmelidir (Valente vd., 2025).

Özetle dental implantların biyomekaniği; materyal özellikleri, implant makro ve mikro tasarımı, kemik kalitesi ve yükleme yönlerinin bir arada belirlediği kompleks bir sistemdir. Bu temel prensiplerin doğru anlaşılması, implant planlaması ve implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir.

2.2. Doğal Dişin Biyomekaniği ve Periodontal Ligament

Doğal dişlerin biyomekaniği, periodontal ligamentin (PDL) varlığı nedeniyle implantlardan temel olarak farklıdır. PDL, diş alveol kemiğine bağlayan ve yaklaşık 0,15–0,38 mm kalınlığında bir yumuşak doku tabakasıdır. Yapısal olarak kollajen lifleri, fibroblastlar, sinir uçları, kan damarları ve interstisyel sıvıdan oluşan bu kompleks yapı, dişin fonksiyon sırasında kontrollü ve fizyolojik bir hareket kabiliyeti kazanmasını sağlar (Nanci & Ten Cate, 2013). PDL'in viskoelastik özellikleri sayesinde dişler, gelen oklüzal kuvvetlere karşı hem elastik hem de zamana bağlı bir davranış gösterir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Periodontal Ligament Histolojik Kesitleri

Periodontal ligamentin en önemli biyomekanik fonksiyonlarından biri yük sönümleme özelliğidir. PDL lifleri, oklüzal yük uygulandığında sıkışır ve interstisyel sıvı yer değiştirir; bu süreç hem kuvvetlerin kemik dokusuna ani ve yoğun iletilmesini engeller hem de dişin hafifçe yer değiştirmesine izin verir. Doğal dişler aksiyel yönde yaklaşık 25–100 mikron, lateral yönde ise 50–200 mikron arasında fizyolojik hareket edebilir. Bu hareket miktarı, osseointegre implantlara kıyasla oldukça yüksektir ve dişlerin çiğneme sırasında gelen kuvvetleri daha geniş bir zaman aralığına yayarak absorbe etmesini mümkün kılar.

Doğal dişlerin biyomekaniğinde sinirsel geri bildirim (propriosepsiyon) önemli bir rol oynar. PDL’de bulunan mekanoreseptörler, çiğneme sırasında uygulanan kuvvetlerin büyüklüğünü ve yönünü algılar ve bu bilgiyi merkezi sinir sistemine ileterek refleks yanıtların oluşmasını sağlar. Bu mekanizma, dişlerin gelen kuvvetleri aşırıya kaçmadan tolere etmesini ve çiğneme sırasında hassas bir kontrol mekanizmasının sürdürülmesini mümkün kılar. İmplantlarda propriozepepsiyon bulunmadığı için, oklüzal yükler çoğu zaman daha ani ve daha yüksek büyüklükte alveolar kemiğe iletilebilir (Jacobs & Van Steenberghe, 2006).

PDL ayrıca fizyolojik diş hareketi ve ortodontik kuvvetlerin etkisi açısından da özel bir konuma sahiptir. Ligament lifleri kuvvet altında yeniden düzenlenir, kemik yüzeyindeki osteoblast ve osteoklast aktivitesi modüle edilir ve bu sayede diş, kontrollü bir şekilde yeni pozisyonuna taşınabilir. Bu adaptif yetenek, implantlarda bulunmadığından implantlar hareket ettirilemez ve yerleştirildiği pozisyon son halidir (Krishnan & Davidovitch, 2006). Bu nedenle ortodontik kuvvetlerin varlığı veya periodontal destek kaybı gibi durumlar, doğal dişin biyomekaniğini doğrudan etkileyebilir.

Periodontal ligament, doğal dişlerin yük altındaki davranışını şekillendirmenin yanı sıra, implant–diş destekli restorasyonların biyomekaniğinde kritik bir değişken oluşturur. PDL sayesinde doğal diş daha fazla hareket edebilirken, implant rijit kalır; bu hareket farkı hibrit destekli restorasyonlarda bağlantı sistemleri üzerinde özel stres alanları meydana getirebilir. Dolayısıyla PDL’in varlığı, doğal dişin implanttan farklı bir “yay-sönümleyici” gibi davranmasına ve yük aktarımında asimetrik bir rol üstlenmesine neden olur. Bu temel biyomekanik özellik, implant–diş destekli sabit protezlerin planlanmasında göz önünde bulundurulması gereken en önemli parametrelerden biridir.

2.3. İmplant–Diş Arasındaki Hareket Farklılıkları

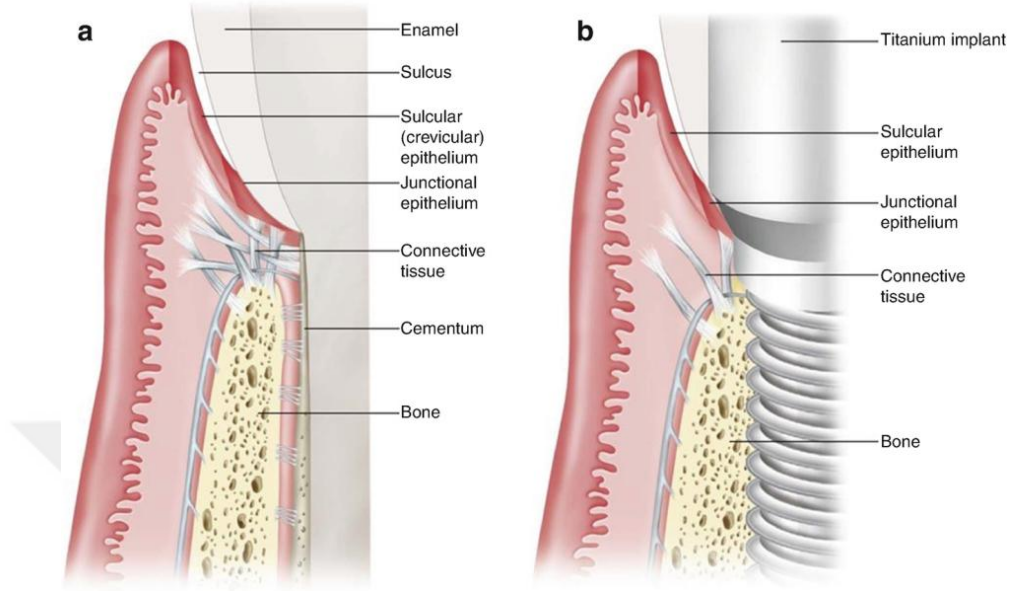
Doğal diş ve implant arasındaki en belirgin biyomekanik fark, fonksiyon sırasında gösterdikleri hareket miktarı ve hareket şeklidir. Doğal dişler, periodontal ligamentin viskoelastik yapısı sayesinde hem aksiyel hem lateral yönlerde belirgin bir fizyolojik mobiliteye sahiptir. Aksiyel yönde yaklaşık 25–100 mikron, lateral yönde ise 50–200 mikronluk hareket aralığı bildirilmiştir .Bu hareket, gelen kuvvetlerin daha geniş bir zaman aralığına yayılmasını ve kemik dokusuna daha kontrollü şekilde aktarılmasını sağlar.

İmplantlarda ise periodontal ligament bulunmadığı için, hareket kapasitesi son derece sınırlıdır. Osseointegre implantların aksiyel yönde sadece birkaç mikron düzeyinde elastik deformasyona izin verdiği; lateral yönde ise deformasyonun büyük ölçüde çevre kemik dokusunun esnemesine bağlı olduğu bilinmektedir (Geng vd., 2001). Bu nedenle implantlar, doğal dişlere kıyasla çok daha rijit davranır ve gelen kuvvetleri doğrudan kemik dokusuna iletir.

Bu iki destek tipi arasındaki rijitlik farkı, hibrit destekli restorasyonlarda yük paylaşımını belirleyen temel faktörlerden biridir. Fonksiyonel yükler altında doğal diş, PDL sayesinde hafifçe yer değiştirirken; implantın rijit yapısı onu yerinde tutar. Bu durum aynı restorasyon altında çalışan diş ve implant arasında senkronizasyon sorunlarına yol açabilir. Yük transferinin implant üzerinde yoğunlaşması, implant boynu çevresinde çekme ve kayma gerilmelerinin artmasına; buna karşın doğal dişte intrüzyon benzeri istenmeyen hareketlerin oluşmasına zemin hazırlayabilir (Greenstein vd., 2009).

İmplant–diş hareket farklılığı sadece miktar açısından değil, hareketin yönü ve zamanlaması açısından da önemlidir. Doğal dişin hareketi zaman bağlıdır; PDL sıvısı, lif gerilimi ve sinirsel geri bildirimler nedeniyle hareket yavaş ve kontrollüdür. İmplantın hareketi ise aniden ve elastik deformasyon ile sınırlıdır. Bu zamanlama farkı, hibrit destekli

protezlerde çiğneme döngüsü sırasında mikrodinamik uyumsuzluk yaratarak bağlantı elemanları, vida mekanizmaları veya restoratif materyaller üzerinde ek bir stres kaynağı oluşturabilir (Naert vd., 2001b) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 İmplant-Doğal Diş Arasındaki Bağ Dokusu Liflerinin Farkı

İmplant-diş mobilite farkının klinik yansıması, özellikle lateral yüklerin varlığında daha da belirgin hale gelir. Doğal dişler lateral kuvvetleri PDL vasıtasıyla sönümleyebilirken, implantlar bu kuvvetleri doğrudan kortikal kemik üzerine iletir. Bu nedenle implantların lateral yük toleransı düşüktür ve bu tür kuvvetler paisley benzeri bükülme momentleri oluşturarak implant çevresinde gerilme artışına neden olabilir (Valente vd., 2025). Hibrit destekli restorasyonlarda bu hareket farkı dikkate alınmadığında, tek taraflı yük birikimi, bağlantı elemanlarının gevşemesi veya uzun dönem kemik kaybı gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilir.

Doğal diş ve implant arasındaki mobilite ve rijitlik farkı, hibrit restorasyonların biyomekanik davranışını belirleyen temel parametrelerden biridir. Bu farklılık, yük paylaşımı, stres yoğunluğu ve çiğneme sırasında oluşan mikrohareketlerin doğasına etki eder ve protez tasarımında bağlantı tipinin seçilmesinin neden kritik olduğunu açıkça ortaya koyar.

2.4. Sabit Protetik Restorasyonlarda Bağlantı Sistemleri

Sabit protetik restorasyonlarda bağlantı sistemleri, birden fazla abutmentin tek bir restorasyon altında biyomekanik olarak nasıl bir bütün oluşturacağını belirleyen temel unsurlardır. Bu sistemler, restorasyonun dayanıklılığını, yük aktarım paternini, oklüzal dengeyi ve uzun dönem biyomekanik stabiliteyi doğrudan etkiler. Bağlantı tasarımı, özellikle

implant ve doğal dişin birlikte kullanıldığı durumlarda daha kritik bir hâle gelir; çünkü bu iki destek tipinin rijitlik ve hareket kabiliyeti birbirinden farklıdır (Greenstein vd., 2009).

Sabit restorasyonlarda bağlantı sistemleri genel olarak iki ana gruba ayrılır: rijit bağlantılar ve non-rijit bağlantılar. Rijit bağlantılar, tüm abutmentleri tek bir blok hâlinde birleştirerek restorasyonun bir bütün olarak davranmasını sağlar. Bu tür bağlantılar, yüklerin abutmentler arasında eş zamanlı biçimde paylaşılmasına olanak tanır; ancak farklı mobiliteye sahip desteklerin bir arada kullanıldığı durumlarda stres konsantrasyonlarına neden olabilir. Özellikle implant–diş destekli protezlerde, implantın rijit davranışı ile doğal dişin periodontal ligament kaynaklı hareketi arasındaki uyumsuzluk, rijit bağlantı altında daha belirgin hale gelebilir (Naert vd., 2001b).

Non-rijit bağlantılar ise abutmentler arasında sınırlı düzeyde hareket transferine izin veren, genellikle erkek–dişi (patriks–matriks) mekanizmasına dayanan bağlantı elemanlarıyla oluşturulur. Bu tasarımda, destekler arasında bir miktar bağımsız hareket sağlanarak stresin tek bir noktada yoğunlaşması azaltılabilir. Non-rijit bağlantılar, özellikle doğal dişin fizyolojik hareketinin implanttan daha fazla olduğu hibrit destekli durumlarda, diferansiyel mobilitayı dengelemeye yardımcı olabilir. Bununla birlikte bu bağlantıların protezin dayanıklılığı, bağlantı elemanlarının aşınması ve bakım gereksinimi gibi dezavantajları olduğu da bildirilmiştir (Menicucci vd., 1998).

Bağlantı sistemlerinin seçimi yalnızca destek tipine bağlı değildir; aynı zamanda klinik durum, abutmentlerin konumu, oklüzal yüklerin yönü, periodontal destek miktarı ve planlanan restorasyonun uzunluğu gibi faktörler de seçimde belirleyici olur. Örneğin uzun aralıklı köprülerde rijit bağlantılar genellikle daha fazla stabilite sağlarken, bir doğal diş ile implantın aynı köprüde yer aldığı kısa aralıklı sistemlerde non-rijit bağlantılar yük dengesini optimize edebilir (Schlumberger vd., 1998).

Bağlantı tasarımının klinik başarısı, yalnızca mekanik dayanıklılık açısından değil, aynı zamanda biyomekanik uyumluluk açısından değerlendirilmelidir. Uygun seçilmeyen bağlantı tipi, dişte intrüzyon, implant çevresi gerilme artışı, bağlantı elemanı kırığı, vidalarda gevşeme veya restorasyon altında marjinal boşluk oluşumu gibi komplikasyonlara yol açabilir. Bu nedenle bağlantı sistemlerinin temel prensiplerinin iyi anlaşılması, özellikle hibrit destekli restorasyonlarda tedavi planlamasının kritik bir aşamasını oluşturur.

2.5. Rijit Bağlantı Sistemleri

Rijit bağlantı sistemleri, sabit protetik restorasyonlarda birden fazla abutmentin tek bir bütün olarak davranmasını sağlayan, hareketi tamamen sınırlayan bağlantı tipleridir. Bu tasarımda tüm abutmentler — ister doğal diş ister implant olsun — ortak bir çerçeve içerisinde birbirine bağlanır ve restorasyon fonksiyon sırasında tek bir ünite gibi hareket eder. Rijit bağlantılar, yüklerin abutmentler arasında aynı anda ve senkronize şekilde dağıtılmasını sağlayarak restorasyonun genel stabilitesini artırır (Greenstein vd., 2009).

Rijit bağlantıların temel biyomekanik avantajı, restorasyonun bütünlüğünü güçlendirmesi ve oklüzal yüklerin geniş bir yüzeye yayılmasını sağlamasıdır. Özellikle implant–implant veya diş–diş destekli sabit protezlerde rijit bağlantılar, köprü gövdelerinin bükülmesini engelleyerek restorasyonun dayanıklılığını artırır. Ayrıca, abutmentlerden birinde dönemsel yük azalması veya minor mobilite olsa bile rijit bağlantı restorasyonun fonksiyonunu koruyabilir.

Ancak doğal diş ile implantın aynı restorasyon altında birleştirildiği durumlarda rijit bağlantıların önemli sınırlılıkları vardır. Doğal diş, periodontal ligamentin viskoelastik yapısı nedeniyle fizyolojik hareket yeteneğine sahipken, implant osseointegre yapısı nedeniyle hareket etmez. Bu mobilite farkı, rijit bağlantı altında senkronize edilemez ve fonksiyon sırasında farklı büyüklüklerde gerilme odakları oluşabilir. Bu durum, implant çevresi kortikal kemikte stres artışı, bağlantı elemanlarının yorulması ve bazı olgularda doğal dişte intrüzyon gibi komplikasyonlara yol açabilir (Naert vd., 2001b; Schlumberger vd., 1998).

Rijit bağlantıların klinik açıdan bir diğer sınırlılığı, restorasyonun tamir ve bakım gereksinimlerinde ortaya çıkar. Bağlantılar hareket etmediği için, herhangi bir abutmentte meydana gelen sorun tüm restorasyonu etkileyebilir. Örneğin rijit bağlantılı bir protezde, tek bir dişte pulpal veya periodontal bir sorun geliştiğinde restorasyon çoğu zaman komple sökmek zorunda kalabilir. Bu nedenle rijit bağlantı kullanımında abutmentlerin periodontal ve biyomekanik açıdan stabil olması gerekir.

Bununla birlikte, rijit bağlantılar tamamen kontrendike değildir; belirli klinik durumlarda önemli avantajlar sağlayabilir. Kısa aralıklı köprülerde, çoklu implant destekli restorasyonlarda veya periodontal olarak stabil dişlerde rijit bağlantılar restorasyonun dayanıklılığını artırabilir. Aynı zamanda bağlantı elemanlarının yer kaplamaması estetik bölgede daha kompakt bir tasarım oluşturulmasına olanak tanır.

Özetle rijit bağlantı sistemleri, stabilite ve yük dağıtımını açısından önemli avantajlar sunan ancak implant–diş mobilite farklılığı olan vakalarda dikkatli değerlendirilmesi gereken bir seçenektir. Doğru endikasyonlarda kullanıldığında güçlü bir çözüm sunarken, yanlış seçildiğinde stres birikimi ve biyomekanik dengesizliklere yol açabilir.

2.6. Non-Rijit Bağlantı Sistemleri

Non-rijit bağlantı sistemleri, sabit protetik restorasyonlarda abutmentler arasında sınırlı seviyede hareket transferine izin veren ve genellikle erkek–dişi (patriks–matriks) mekanizmasına dayanan bağlantı elemanları ile oluşturulan sistemlerdir. Bu bağlantı türü, restorasyonun tamamen tek parça şeklinde davranmasını engelleyerek abutmentler arasındaki hareket farklılıklarını bir ölçüde absorbe etmeyi amaçlar (Menicucci vd., 1998).

Non-rijit bağlantıların temel biyomekanik avantajı, özellikle doğal diş ile implant gibi farklı mobiliteye sahip desteklerin birlikte kullanıldığı durumlarda belirginleşir. Periodontal ligament sayesinde doğal diş daha esnek davranırken, implant rijittir; bu iki farklı destek tipi rijit olarak bağlandığında hareket uyumsuzluğu ortaya çıkar. Non-rijit bağlantılar bu uyumsuzluğu azaltarak yüklerin tek bir abutment üzerine yoğunlaşmasını engeller ve diferansiyel hareketin oluşturabileceği stres birikimini azaltır (Greenstein vd., 2009).

Klinik senaryolarda en sık kullanılan non-rijit bağlantı türleri arasında key–keyway (patriks–matriks) bağlantıları, dovetail bağlantılar ve özel tasarlanmış hassas tutucu elemanlar bulunur. Bu mekanizmalar, bir abutmentin restorasyon içinde sınırlı yönde kaymasına veya mikrohareket yapmasına izin verir. Böylece restorasyonun genel formu bozulmadan, abutmentler arasında bir “stres kırıcı” etki oluşturulur.

Non-rijit bağlantıların en önemli dezavantajı ise mekanik komponentlerin zamanla aşınması, gevşemesi veya deformasyona uğramasıdır. Hareketin kontrollü sunulması için kullanılan küçük boyutlu elemanlar, uzun dönem kullanımda yorulma ve abrasif aşınmaya daha yatkındır. Bu durum, bağlantının fonksiyonunu kaybetmesine ve restorasyonun stabilitesinin azalmasına yol açabilir (Menicucci vd., 1998). Ayrıca non-rijit bağlantı kullanımı protezin yapımını daha karmaşıklştırabilir ve laboratuvar aşamalarında daha yüksek hassasiyet gerektirir.

Non-rijit bağlantılar her klinik durumda uygun değildir. Örneğin çoklu implant destekli geniş aralıklı köprülerde non-rijit bağlantılar, restorasyonun aşırı hareket etmesine ve istenmeyen oklüzal instabilitelere neden olabilir. Benzer şekilde periodontal desteği zayıf olan

dişlerde, hareketin bir kısmını absorbe etmek avantajlı görünse de, non-rijit bağlantılar bu diş üzerine daha fazla bükülme momenti oluşturabilir. Bu nedenle bağlantı tipinin seçimi, abutmentlerin periodontal durumu, implant yerleşimi, köprü uzunluğu ve oklüzal kuvvetlerin yönü göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (Greenstein vd., 2009).

Sonuç olarak non-rijit bağlantı sistemleri, implant–diş destekli restorasyonlarda diferansiyel hareketi dengelemek üzere geliştirilmiş bir tasarım yaklaşımıdır. Doğru endikasyonlarda kullanıldığında stres konsantrasyonlarını azaltarak restorasyonun biyomekanik uyumluluğunu artırabilir; ancak mekanik komponentlerin uzun dönem dayanıklılığı ve bağlantının restorasyon üzerindeki etkileri dikkate alınarak dikkatli planlanmalıdır.

2.7. İmplant–Diş Destekli Restorasyonlarda Biyomekanik Sorunlar

İmplant–diş destekli sabit restorasyonlar, hem doğal dişin hem de implantın biyomekanik özelliklerinden yararlanmayı amaçlayan hibrit bir yaklaşım sunar. Ancak bu iki destek tipi arasındaki yapısal ve fonksiyonel farklılıklar, restorasyonun biyomekanik davranışında belirli sorunlara yol açabilir. Bu nedenle implant–diş kombinasyonu, tamamen implant destekli veya tamamen diş destekli restorasyonlara kıyasla daha dikkatli planlama gerektirir (Greenstein vd., 2009).

Bu sistemlerde görülen en temel biyomekanik sorun hareket uyumsuzluğudur. Doğal diş periodontal ligament sayesinde fizyolojik olarak hareket edebilirken, implant osseointegre yapısı gereği neredeyse hiç hareket etmez. Fonksiyon sırasında bu iki destek tipi arasında oluşan senkronizasyon farkı, restorasyon altında asimetrik yük paylaşımına yol açar. Yüklerin implant üzerine yoğunlaşması, özellikle implant boynu çevresindeki kortikal kemikte gerilme artışına ve uzun dönem kemik kaybına zemin hazırlayabilir (Naert vd., 2001b).

Bu hareket farkının ikinci önemli biyomekanik sonucu, doğal dişte intrüzyon fenomeni olarak bilinir. Doğal diş, implant ile rijit şekilde bağlandığında, çiğneme sırasında oluşan diferansiyel hareket implant tarafından “çapa” görevi görerek dişin periodontal ligament içinde apikal yönde yer değiştirmesine neden olabilir. Schlumberger vd., (1998), implant–diş kombine restorasyonlarında intrüzyonun belirgin bir komplikasyon olduğunu bildirmiş ve bunun özellikle rijit bağlantı kullanılan vakalarda daha sık gözlemlendiğini belirtmiştir. İntrüzyonun kesin mekanizması tam olarak aydınlatılamasa da PDL’de aşırı kompresyon, oklüzal yük dengesizliği ve antagonist temas problemleri olası etkenler arasındadır.

Bir diğ er önemli biyomekanik sorun stres konsantrasyonudur. Farklı rijitlikteki abutmentler aynı restorasyon altında birleştirildiğinde, fonksiyonel yüklerin abutmentler arasındaki dağılımı homojen olmaz. İmplant daha rijit olduğu için gelen kuvvetlerin büyük kısmını taşır; doğal diş ise daha az yük alır. Bu durum, implant çevresi kemikte gerilme paternlerinin yoğunlaşmasına ve protetik bileşenlerde yorulma riskinin artmasına neden olabilir (Menicucci vd., 1998).

İmplant–diş destekli restorasyonlarda görülen diğ er biyomekanik sorunlar arasında bağlantı elemanlarında gevşeme veya kırılma, köprü gövdelerinde bükülme momentlerine bağlı deformasyonlar ve oklüzal stabilite bozuklukları bulunur. Özellikle lateral kuvvetlerin fazla olduğu durumlarda, implantın yüksek rijitliği nedeniyle oluşan stresler protetik yapıya daha yoğun şekilde iletilir. Bu nedenle oklüzal tasarım, temas ilişkileri ve y k yönlendirmesi bu tür restorasyonlarda kritik öneme sahiptir.

Tüm bu biyomekanik zorluklar, implant–diş destekli sabit restorasyonlarda bağlantı tipi seçiminin ve protez tasarımının neden standart restorasyonlara göre daha karmaşık olduğunu ortaya koyar. Hareket farklılıkları, intrüzyon riski ve stres dağılımındaki dengesizlikler göz önüne alındığında, bu hibrit destek modelinin yalnızca uygun endikasyonlarda ve doğru bağlantı sistemleriyle planlanması gerekmektedir (Greenstein vd., 2009; Naert vd., 2001b).

2.8. İmplant–Diş Destekli Sabit Restorasyonlarda Planlama İlkeleri

İmplant–diş destekli sabit restorasyonların planlaması, iki farklı biyomekanik davranış gösteren desteğin aynı protetik yapı altında uyum içinde çalışmasını sağlamayı amaçlar. Bu nedenle planlama süreci, yalnızca abutment seçimine değil; y k yönlendirmesi, bağlantı tipi, periodontal destek, oklüzal tasarım ve restorasyonun uzunluğu gibi çok sayıda parametrenin bütüncül olarak değerlendirilmesine dayanır (Greenstein vd., 2009).

Planlamanın ilk adımı abutmentlerin bireysel analizidir. Doğal dişin periodontal desteği, mobilite derecesi, kök morfolojisi ve restoratif gereksinimleri belirlenmelidir. Periodontal desteği zayıf dişlerin implantla birlikte rijit bir şekilde bağlanması biyomekanik açıdan risklidir; çünkü zayıf diş fizyolojik hareketle implantın stabil yapısı arasında uyumsuzluk oluşturabilir. Benzer şekilde implantın çapı, yerleşim açısı ve kemik içindeki pozisyonu, bağlantı tipinin seçiminde temel unsurlardır.

İkinci önemli planlama ilkesi bağlantı sisteminin doğru belirlenmesidir. İmplant–implant veya sağlam periodontal desteğe sahip çoklu dişlerde rijit bağlantılar stabilite açısından avantaj sağlarken, doğal diş ile implantın birlikte kullanıldığı durumlarda hareket farklılığını tolere etmek için non-rijit bağlantılar tercih edilebilir. Bağlantı seçimi, restorasyonun uzunluğu ve pozisyonuna göre değerlendirilmelidir; örneğin kısa aralıklı restorasyonlarda stress dağılımı daha tahmin edilebilirken, uzun köprülerde diferansiyel yüklenme daha belirgin olabilir (Naert vd., 2001b).

Üçüncü planlama ilkesi yük yönlendirmesidir. İmplant–diş destekli restorasyonlarda lateral yükler, implant çevresi kemiğinde zararlı gerilmelere neden olabileceği için oklüzal tasarımda aksiyel kuvvetlerin artırılması ve yan yönde gelen kuvvetlerin azaltılması esastır. Oklüzal temasların eşit ve dengeli düzenlenmesi, özellikle çiğneme sırasında aşırı bükülme momentlerini önleyebilir. Restorasyonun geometrik tasarımı, temas noktaları ve cusp eğimleri de yük yönlendirmesi açısından dikkatle değerlendirilmelidir (Menicucci vd., 1998).

Dördüncü önemli ilke restorasyonun yapısal tasarımıdır. Köprü açıklığı ne kadar uzun olursa, sistem üzerindeki bükülme momentleri o kadar artar. Bu nedenle implant–diş destekli restorasyonlarda köprü açıklığının mümkün olduğunca kısa tutulması önerilir. Ayrıca köprü gövdelerinin yüksekliği ve genişliği, restorasyonun bükülmeye karşı direncini artıracak şekilde planlanmalıdır. Bağlantıların pozisyonu da kritik bir faktördür; bağlantı elemanlarının mümkün olduğunca doğal dişe daha yakın konumlandırılması hareket uyumsuzluğunun azaltılmasına yardımcı olabilir.

Son olarak klinisyenin biyomekanik riskleri doğru yönetmesi gereklidir. Periodontal problemi olan dişler, yüksek lateral fonksiyon alanları, mandibular posterior bölge gibi stres birikimi için riskli bölgelerde implant–diş kombinasyonu yalnızca dikkatli endikasyonlarla uygulanmalıdır. Ayrıca hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları, restorasyonun uzun dönem yüklenme paternlerini belirleyebileceğinden planlama sürecinde mutlaka değerlendirilmelidir (Greenstein vd., 2009).

Özetle implant–diş destekli sabit restorasyonların planlamasında temel amaç, diferansiyel hareketi dengeleyen, stres dağılımını optimize eden ve uzun dönem biyomekanik stabilite sağlayan bir sistem oluşturmaktır. Bu yaklaşım, hem komplikasyon riskini azaltır hem de restorasyonun fonksiyonel başarısını artırır.

2.9. Literatür Özeti, Bilgi Boşlukları ve Çalışmanın Gerekçesi

İmplant–diş destekli sabit restorasyonlar, biyomekanik açıdan iki farklı destek tipinin birlikte çalışmasını gerektirdiği için literatürde uzun süredir tartışılan bir konudur. Doğal dişin periodontal ligament aracılığıyla fizyolojik mobiliteye sahip olması, implantın ise osseointegre yapısı nedeniyle rijit davranması, bu sistemlerde yük paylaşımının homojen olmamasına yol açmaktadır (Greenstein vd., 2009; Jacobs & Van Steenberghe, 2006). Klinik çalışmalar, bu hareket uyumsuzluğunun implant çevresi kortikal kemikte stres birikimine, protetik komponentlerde kırılma riskine ve doğal dişte intrüzyon gibi komplikasyonlara neden olabildiğini rapor etmiştir (Hita-Carrillo vd., 2010; Naert vd., 2001b; Schlumberger vd., 1998). Buna rağmen hibrit destekli restorasyonlar, sınırlı kemik hacmine sahip vakalarda veya anatomik restriksiyonların bulunduğu durumlarda klinik olarak hâlâ değerli bir seçenek olarak değerlendirilmekte ve bu nedenle güncelliğini korumaktadır (Al-Omiri vd., 2017; Chee & Mordohai, 2010).

Biyomekanik açıdan yapılan sonlu elemanlar analizleri (FEA), implant–kemik arayüzünde oluşan gerilme dağılımlarının abutment tipi, implant tasarımı, bağlantı türü ve yükleme yönünden önemli ölçüde etkilendiğini göstermiştir (Geng vd., 2001; Natali vd., 2006a; Topkaya vd., 2015). Ancak literatürdeki FEA çalışmalarının büyük kısmı yalnızca implant–implant veya diş–diş destekli sistemleri incelemiş, implant–diş kombinasyonları daha sınırlı bir şekilde değerlendirilmiştir (Lin vd., 2006; Menicucci vd., 1998). Bu tür çalışmalar genellikle idealize edilmiş iki boyutlu modeller, tek eksenli yükleme koşulları veya sınırlı geometrik doğrulukla sınırlı olduğundan, sonuçların klinik gerçekliği tam olarak yansıtmadığı sıklıkla eleştirilmektedir (Valente vd., 2025; Zhang vd., 2023). Bu durum implant–diş bağlantısının karmaşık biyomekanikliğini anlamada belirgin bir eksiklik oluşturmaktadır.

Literatürün bir diğer önemli sınırlılığı, mandibular posterior bölgeye yönelik çalışmaların azlığıdır. Bu bölge yüksek çiğneme kuvvetleri, kalın kortikal kemik ve rijit anatomik yapı nedeniyle implant biyomekanikliği açısından en stresli alanlardan biri olarak kabul edilir (Topkaya vd., 2015). Buna rağmen mevcut araştırmaların önemli bir kısmı maksiller anterior veya posterior bölgelerde gerçekleştirilmiş olup, mandibular posterior bölgenin yüksek biyomekanik yük özelliklerini modelleyen ve rijit–non-rijit bağlantıları doğrudan karşılaştıran üç boyutlu çalışmaları oldukça sınırlıdır (Lin vd., 2006; Menicucci vd., 1998; Mosharraf vd., 2021b). Bu durum, klinik açıdan en kritik bölgelerden biri olan mandibular posterior segment için literatürde belirgin bir bilgi boşluğu bulunduğunu göstermektedir.

Ayrıca FEA çalışmalarında kullanılan modelleme parametreleri arasında önemli heterojenlik vardır. Malzeme elastik modülleri, temas koşulları, mesh yoğunluğu, sınır şartları ve yükleme protokollerinin farklı seçilmesi, çalışmalar arası uyumsuzluğa ve sonuçların doğrudan karşılaştırılamamasına neden olmaktadır (Natali vd., 2006b; Valente vd., 2025). Bunun yanında pek çok çalışma implant–diş destekli restorasyonlarda bağlantı tasarımının (rijit vs. non-rijit) gerilme dağılımına etkisini incelemiş olsa da, model karmaşıklığının yetersizliği ve klinik gerçekliğin sınırlı düzeyde temsil edilmesi nedeniyle sonuçların klinik rehberliğe dönüşmesi güçleşmektedir (Greenstein vd., 2009; Naert vd., 2001b).

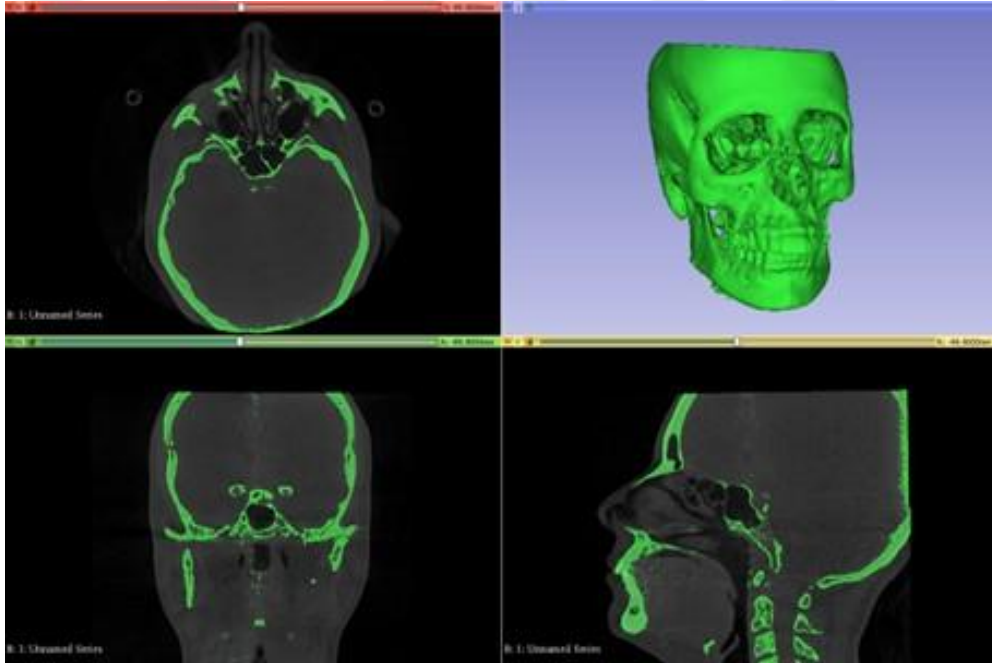
Tüm bu bilgiler ışığında, implant–diş destekli sabit restorasyonlarda bağlantı tipinin biyomekanik performans üzerindeki etkisinin açıkça ortaya konması gerekmektedir. Ancak mandibular posterior bölgede rijit ve non-rijit bağlantı tasarımlarını aynı model içinde, aynı yükleme senaryoları altında sistematik olarak karşılaştıran üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerinin son derece sınırlı olması, literatürde belirgin bir araştırma boşluğu yaratmaktadır. Bu nedenle mevcut çalışma, mandibular posterior bölgede implant–diş destekli restorasyonlarda kullanılan rijit ve non-rijit bağlantı sistemlerinin yük transferi, gerilme dağılımı ve potansiyel risk bölgeleri üzerindeki etkilerini karşılaştırarak bu önemli bilgi eksikliğine bilimsel katkı sunmayı amaçlamaktadır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan kemik modeli Visible Human Project (The National Library of Medicine, FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, USA) verisi kullanılarak elde edilmiştir.



Şekil 3.1 3D Slicer Uygulamasının Arayüzü

Tomografi verisinden kemik modeli ve diş modellerinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tomografi verisinden (.stl) modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) çözücüsü kullanılmıştır.

3.1.Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemik Modellenmesi

Çalışmada kullanılan mandibula kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi, 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold Aralığı: 426,50 – 3193,04). İstenmeyen bölgeler ve artefaktlar, 'Erase' ve 'Scissors' parametreleri kullanılarak temizlenmiştir. DICOM verilerinin işlenmesi sürecinde en zor olan kısım, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve istenmeyen bölgelerin temizlenmesi olmuştur. Uygun segmentlere ayrılan veriler, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

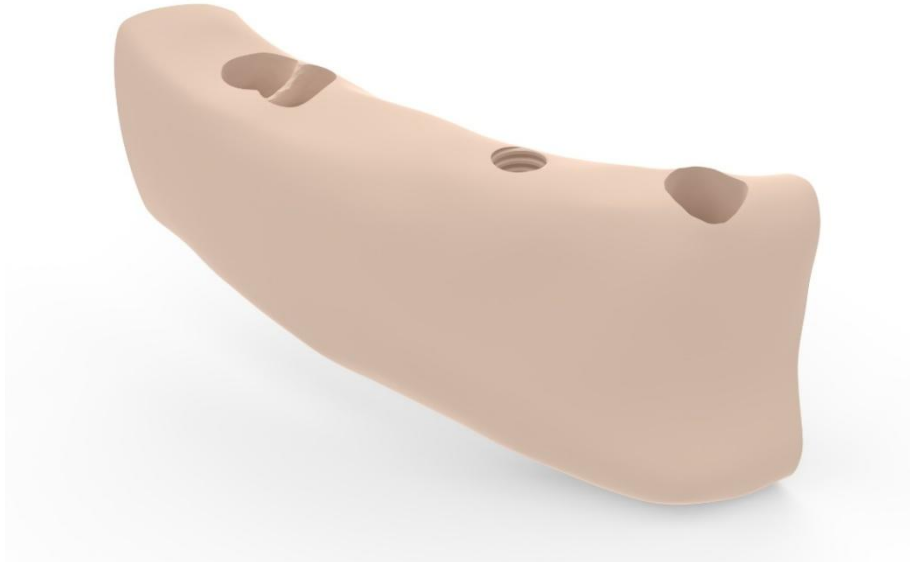
Üç boyutlu modeller Blender yazılımına aktarılmıştır ve burada mandibula kemik modeline önce içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu mandibula kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

43 – 45 – 47 numaraları dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.2 mm kalınlığında periodontal ligament modellenmiştir. Periodontal ligament, kortikal kemik ve diş kökleri arasında doğal bir uyum sağlamıştır.

Hazırlanan tüm modeller Blender yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3.2 Kortikal Kemik Model 01 ve 03



Şekil 3.3 Trabeküler Kemik 01 ve 03



Şekil 3.4 Kortikal Kemik Model 02 ve 04



Şekil 3.5 Trabeküler Kemik 02 ve 04

3.2.Çalışmanın Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada molar diş bölgesinde 4,1 Ø x 10 mm Straumann Standart Blt implant, abutment ve vida parçaları katalog verilerindeki ölçüler esas alınarak Blender yazılımında modellenmiştir.

Abutment ve prepare edilmiş dişin dış yüzeyleri referans alınarak 50 mikron kalınlığında modellenmiştir.

Rijit ve non-rijit metal altyapı ve protez Blender yazılımında modellenmiştir.

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.6 İmplant Modeli



Şekil 3.7 Abutment Modeli



Şekil 3.8 Vida Modeli



Şekil 3.9 Siman Modeli



Şekil 3.10 Prepare 43 Numaralı Diş Modeli



Şekil 3.11 Prepare 45 Numaralı Diş Modeli



Şekil 3.12 Prepare 47 Numaralı Diş Modeli



Şekil 3.13 PDL Modeli (43 nolu diş)



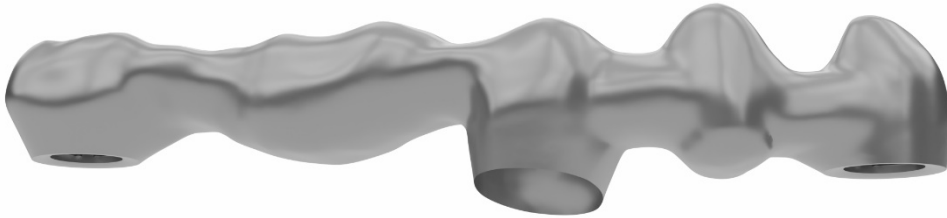
Şekil 3.14 PDL Modeli (45 nolu diş)



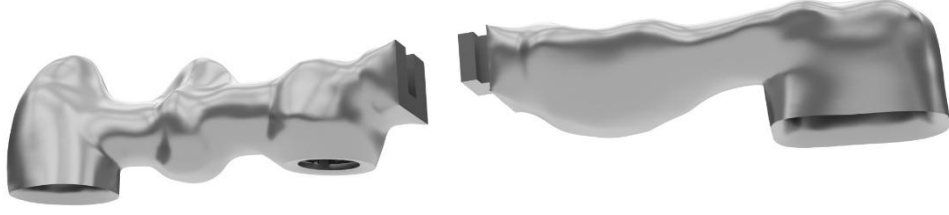
Şekil 3.15 PDL Modeli (47 nolu diş)



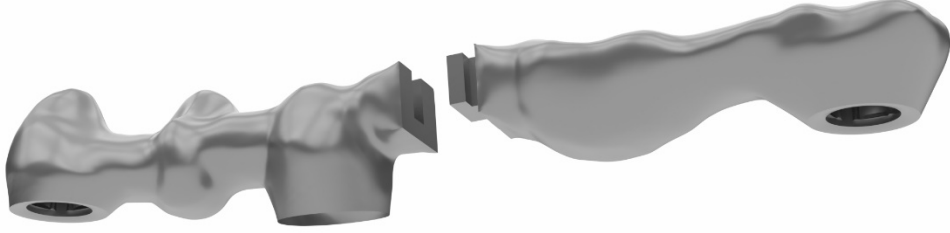
Şekil 3.16 Rijit Metal Altyapı Model 01



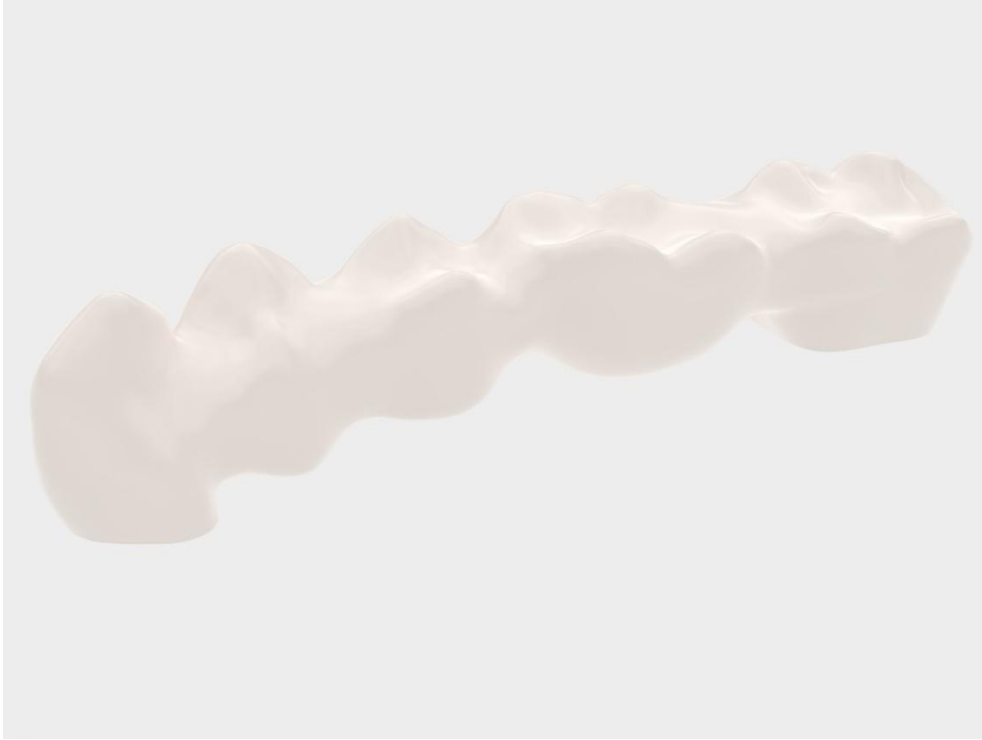
Şekil 3.17 Rijit Metal Altyapı Model 02



Şekil 3.18 Non-Rijit Metal Altyapı Model 03



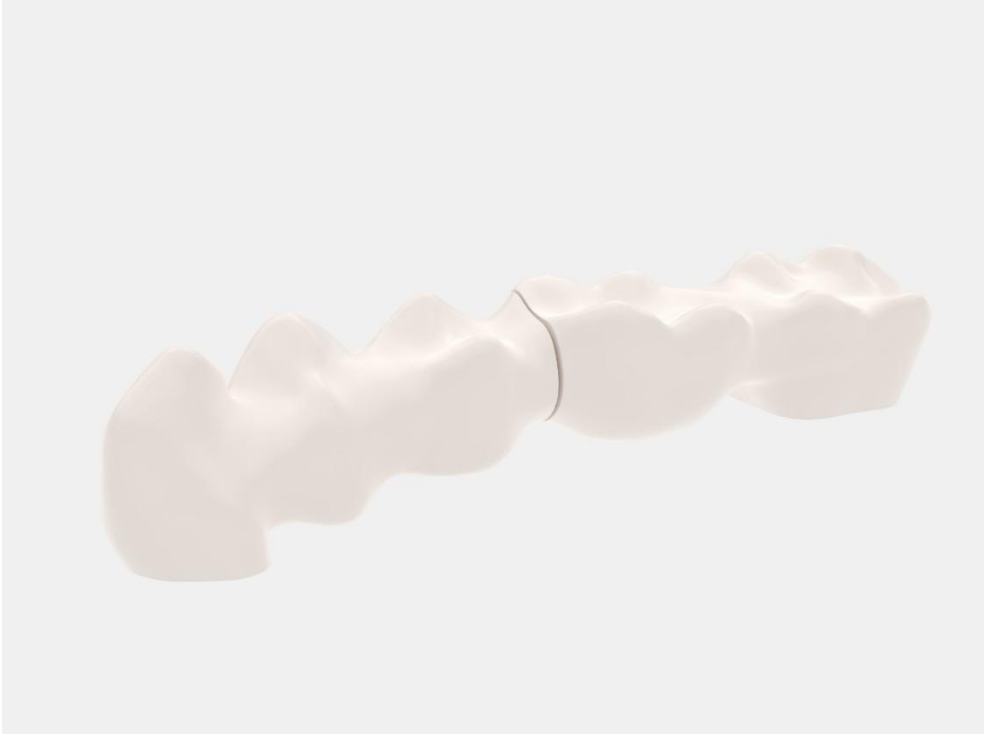
Şekil 3.19 Non-Rijit Metal Altyapı Model 04



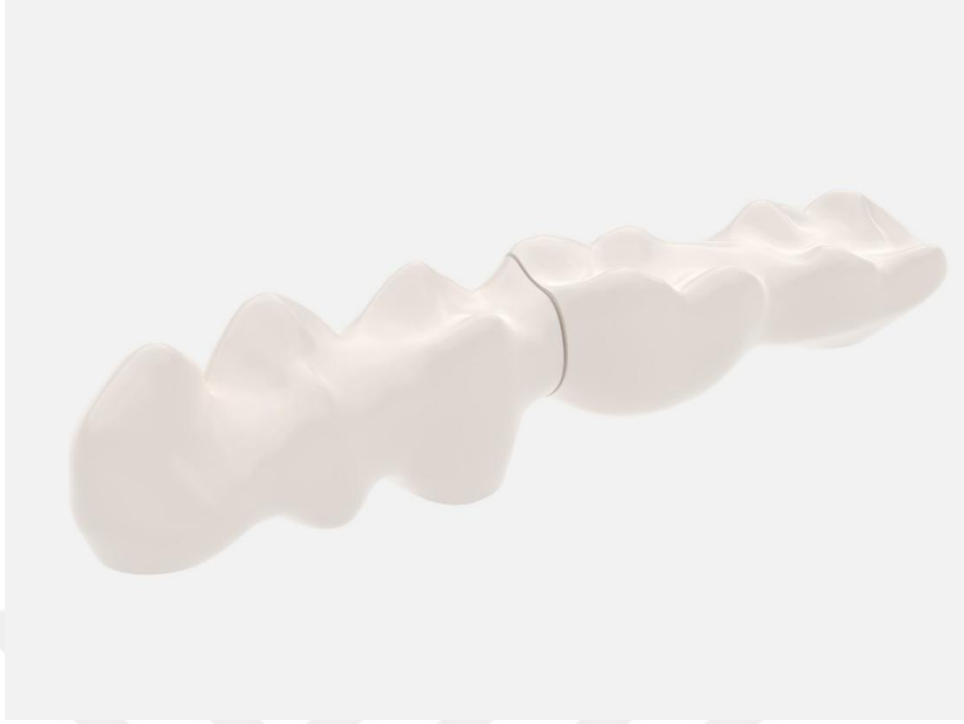
Şekil 3.20 Rijit Köprü Model 01



Şekil 3.21 Rijit Köprü Model 02



Şekil 3.22 Non-Rijit Köprü Model 01



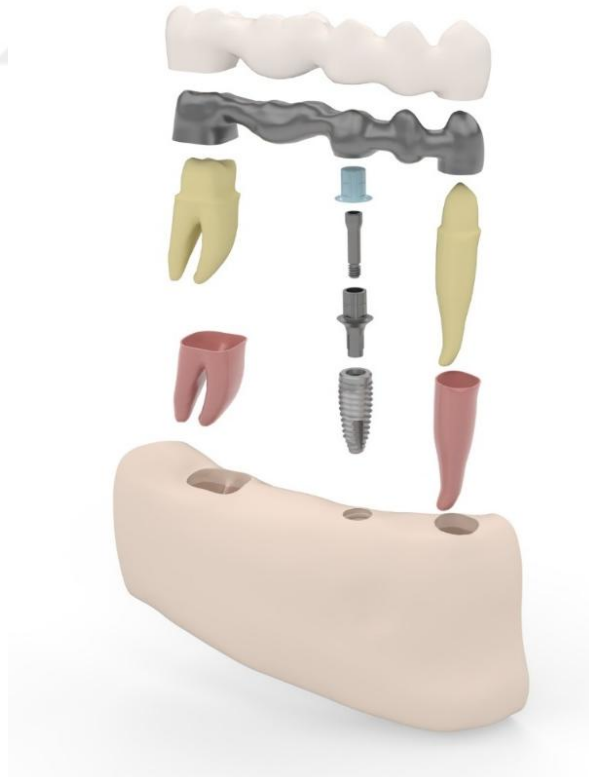
Şekil 3.23 Non- Rijit Köprü Model 04

Tablo 3.1 Çalışmada Kullanılan Modeller

ANALİZ MODELLERİ	
Model 01	Trabeküler D2 yoğunluklu 43 - 47 diş, 45 implant rijit bağlantı modeli
Model 02	Trabeküler D2 yoğunluklu 45 diş, 43-47 implant rijit bağlantı modeli
Model 03	Trabeküler D2 yoğunluklu 43 - 47 diş, 45 implant non - rijit bağlantı modeli
Model 04	Trabeküler D2 yoğunluklu 45 diş, 43-47 implant non - rijit bağlantı modeli
Model 05	Trabeküler D4 yoğunluklu 43 - 47 diş, 45 implant rijit bağlantı modeli
Model 06	Trabeküler D4 yoğunluklu 45 diş, 43 - 47 implant rijit bağlantı modeli
Model 07	Trabeküler D4 yoğunluklu 43 - 47 diş, 45 implant non - rijit bağlantı modeli
Model 08	Trabeküler D4 yoğunluklu 45 diş, 43 - 47 implant non - rijit bağlantı modeli



Şekil 3.24 Model 01'in parçalarının birleştirilmiş hali



Şekil 3.25 Model 01'in parçalarının ayrıştırılmış hali



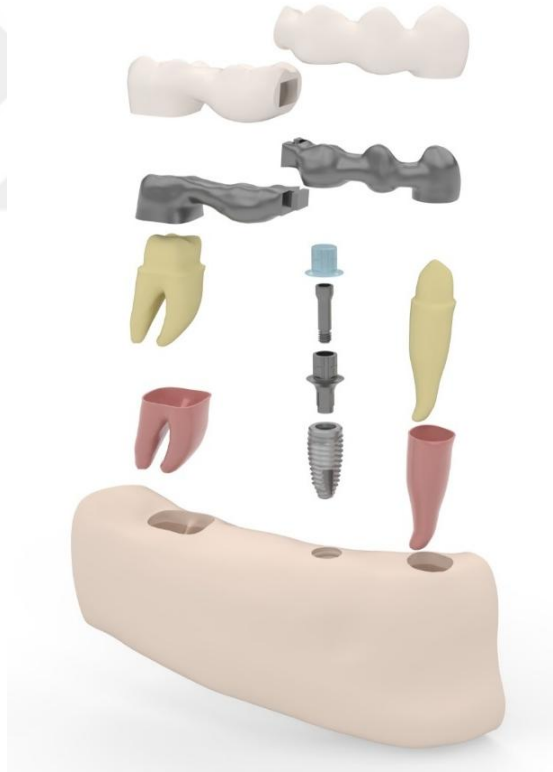
Şekil 3.26 Model 02'in parçalarının birleştirilmiş hali



Şekil 3.27 Model 02'in parçalarının ayrıştırılmış hali



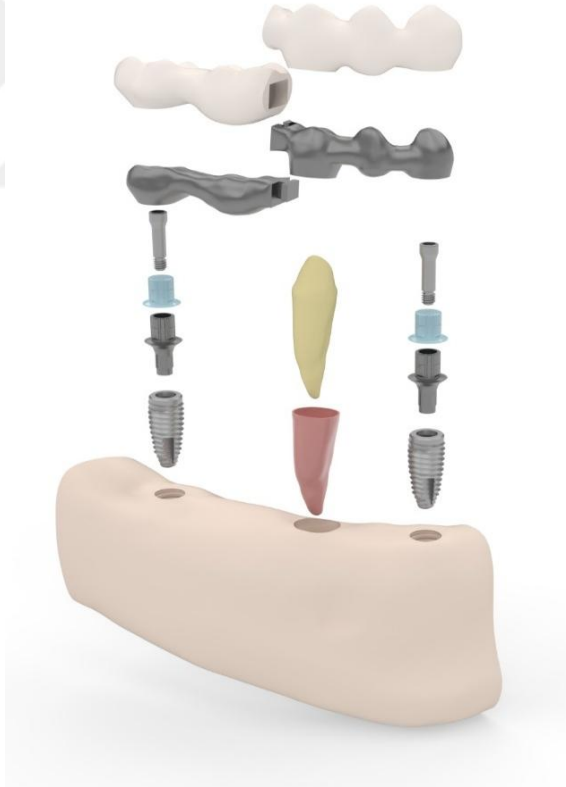
Şekil 3.28 Model 03'in parçalarının birleştirilmiş hali



Şekil 3.29 Model 03'in parçalarının ayrıştırılmış hali



Şekil 3.30 Model 04'in parçalarının birleştirilmiş hali

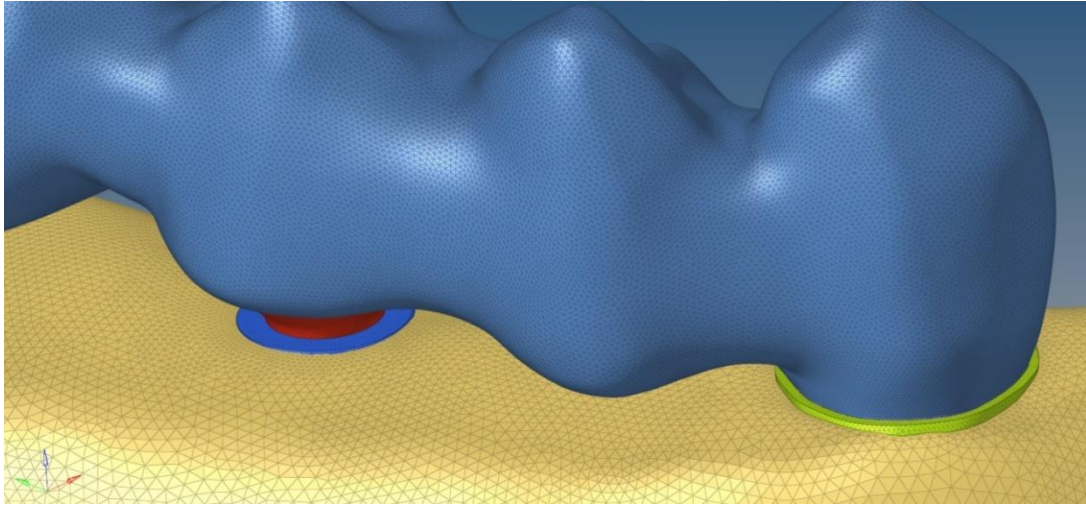


Şekil 3.31 Model 04'in parçalarının ayrıştırılmış hali

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0.1-0.25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tetrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur.

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.32 Altair Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.2 Malzemelerin Elastik Modül ve Poisson Oranları

<i>Malzeme</i>	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik (D2 yoğunluklu)	1370	0.3
Trabeküler Kemik (D4 yoğunluklu)	1100	0.3
Periodontal Ligament	69	0.45
Porselen	69000	0.28
Nikel – Krom	218000	0.33
Titanyum	110000	0.35
Dentin	18600	0.31
Siman	18600	0.28

3.4.Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

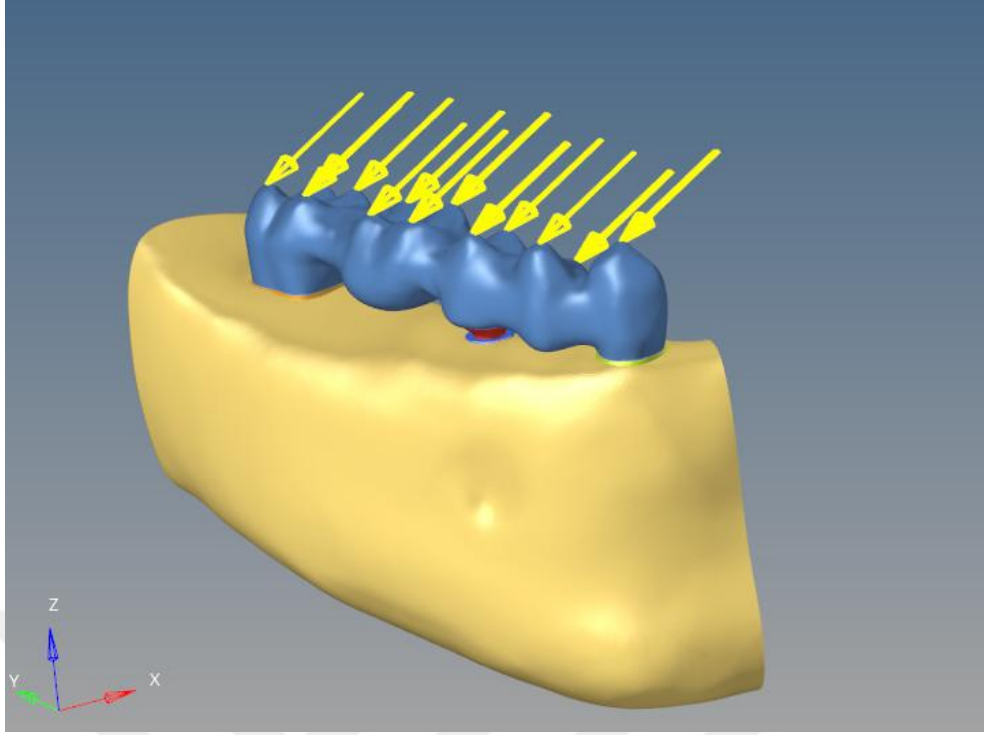
Tüm modellerde;

- Molar dişte dört noktadan toplam 200N, ikinci premolar dişte iki noktadan toplam 150N, birinci premolar dişte iki noktadan toplam 150N, kanin dişte tek noktadan toplam 100N vertikal kuvvet uygulanmıştır.
- Molar dişte dört noktadan toplam 200N, ikinci premolar dişte iki noktadan toplam 150N, birinci premolar dişte iki noktadan toplam 150N, kanin dişte tek noktadan toplam 100N 30 derece açılı bukkolingual yönde oblik kuvvet uygulanmıştır.
- Kuvvetler dişlerin tüberkül tepelerinden uygulanmıştır.

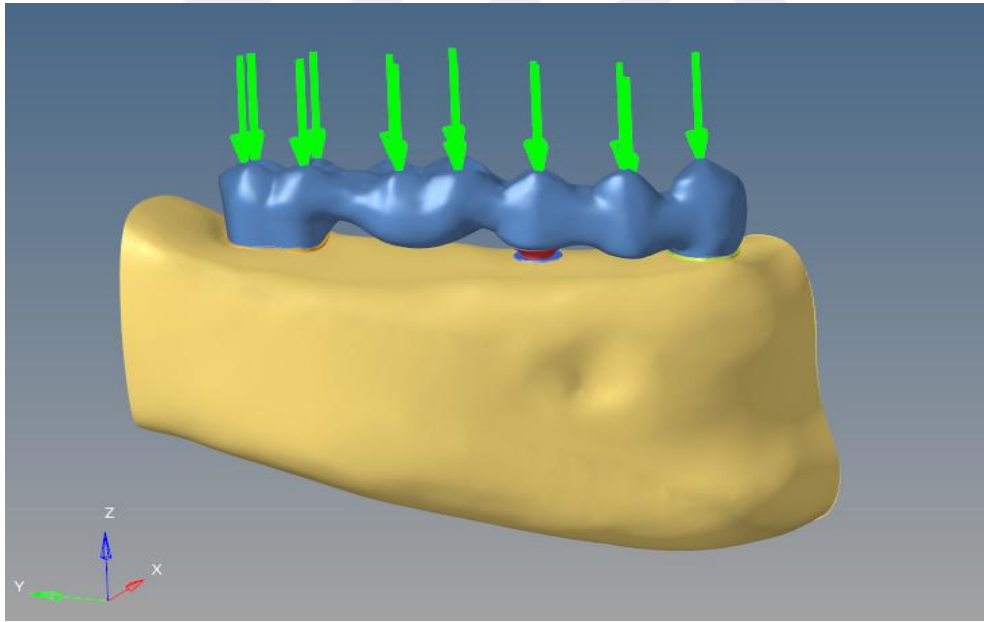
Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kemiğin distal ve anterior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

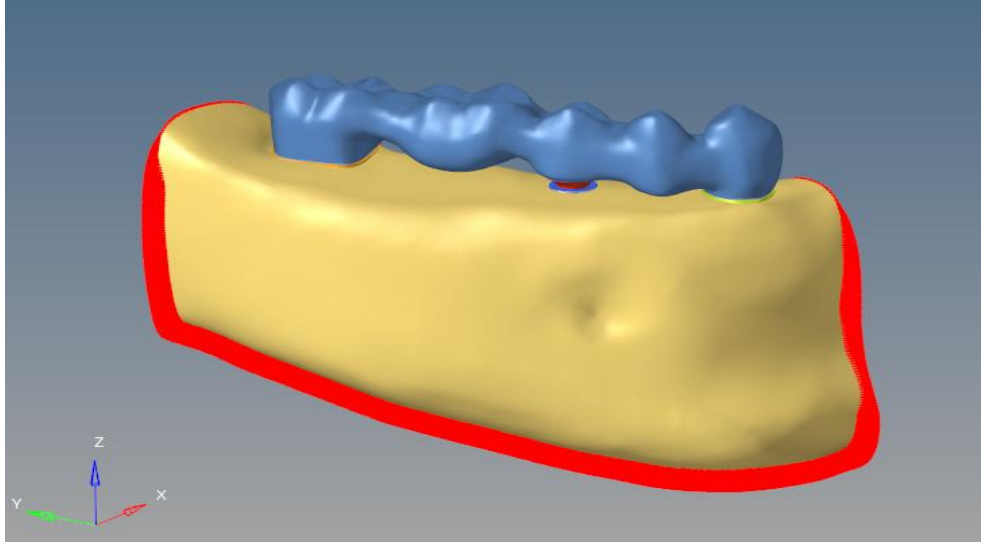
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 4 analiz modeli için toplam 16 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.33 Bukkolingual Oblik Kuvetlerin Gösterimi



Şekil 3.34 Vertikal Kuvetlerin Gösterimi



Şekil 3.35 Sınır Koşullarının Gösterimi

3.5.Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dört analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Tablo 3.3 Kuantitatif Model Bilgileri

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	979508	3900611
Model 2	882036	3525175
Model 3	1011346	4024654
Model 4	897457	3582004

3.6.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Non-rijit bağlantı modeli kullanılan altyapı ve restorasyon komponentlerinin temas bölgesinde dikey yönde harekete izin verilecek şekilde SLIDE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir.

Tüm analizlerde, non-rijit bağlantı modeli kullanılan altyapı ve restorasyon komponentlerinin temas bölgeleri haricinde, diğer temas eden tüm komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4.BULGULAR

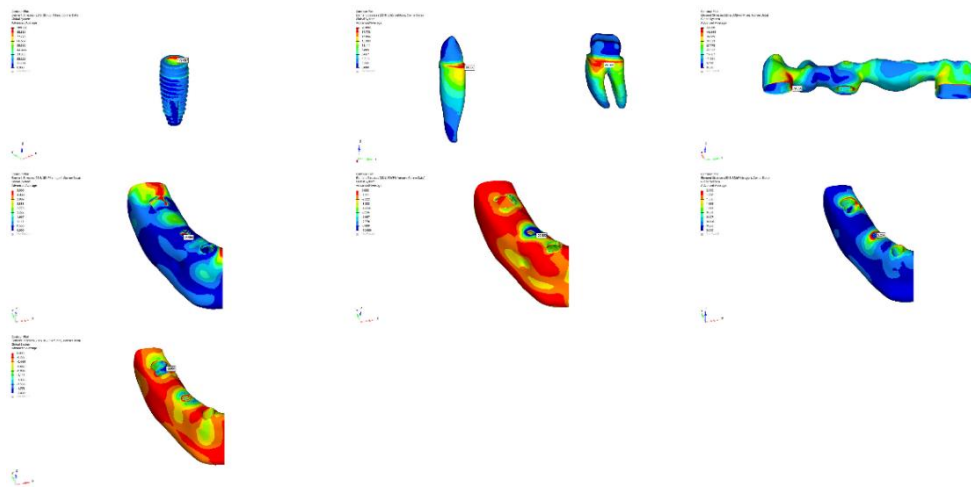
4.1.Vertikal Yükleme Koşullarında D2 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları

4.1.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin implant parçasında (178,087 MPa) meydana geldiği, en düşük stresin ise trabeküler kemik yapısında (5,259 MPa) izlendiği görülmüştür. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekildedir: implant > metal altyapı > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. Implant yapısındaki en yüksek stres, implantın boyun kısmında gözlemlenirken; dişlerde en yüksek stres, basamak kısmında ve mine-sement birleşiminin apikal kısmında oluşmuştur. Alt yapıda stres, basamak kısımlarında yoğunlaşırken, trabeküler ve kortikal kemikte ise en yüksek stres implant ile kemik arasındaki birleşim bölgesinde ve kemik boyun kısmında gözlemlenmiştir (Tablo ve Şekil 4.1).

Tablo 4.1 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 01 Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	178,087
	Diş Von Mises (43)	33,856
	Diş Von Mises (47)	24,041
	Metal Altyapı	79,556
	Kortikal Max. Principle	28,954
	Kortikal Min. Principle	-27,522
	Trabeküler Max. Principle	5,259
	Trabeküler Min. Principle	-2,905



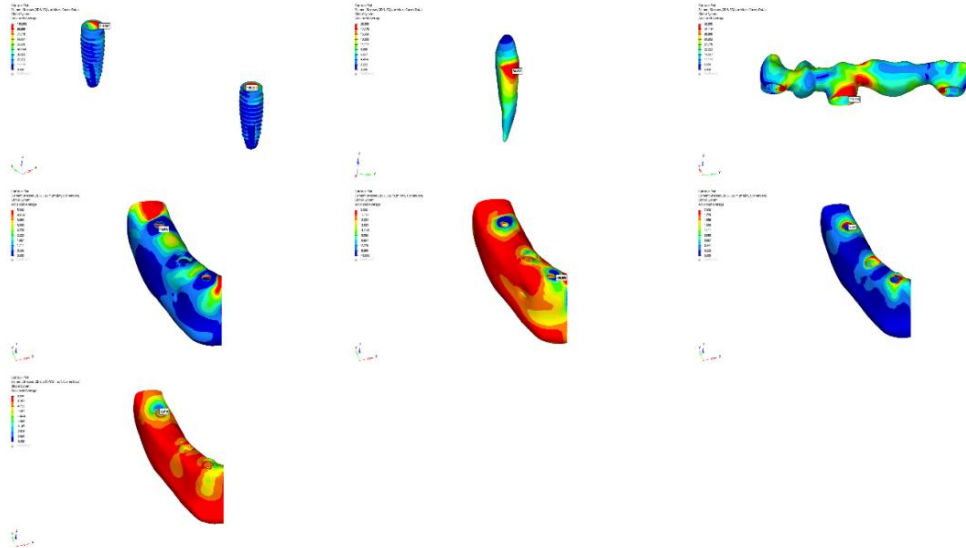
Şekil 4.1 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.1.2. Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapıda (188,227 MPa) gözlemlenirken, en düşük stres değeri trabeküler kemik yapısında (5,937 MPa) meydana gelmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekildedir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > diş > kortikal kemik > trabeküler kemik. Implant yapısındaki en yüksek stres, her iki implantta da boyun kısmında oluşmuştur. Dişlerde en yüksek stres, mine-sement birleşiminin hemen apikalinde gözlemlenirken; alt yapıda stres, diş ile alt yapının birleşim yerinde ve basamak kısmında yoğunlaşmıştır. Kortikal ve trabeküler kemikte ise en yüksek stres, implant 47 ile kemiğin birleşim yerinde ve boyun kısmında ortaya çıkmıştır. (Tablo ve Şekil 4.2)

Tablo 4.2 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri

Model 02 Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	188,227
	İmplant Von Mises (47)	210,949
	Diş Von Mises	54,888
	Metal Altyapı	251,896
	Kortikal Max. Principle	46,945
	Kortikal Min. Principle	-38,898
	Trabeküler Max. Principle	5,937
	Trabeküler Min. Principle	-2,919



Şekil 4.2 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa)

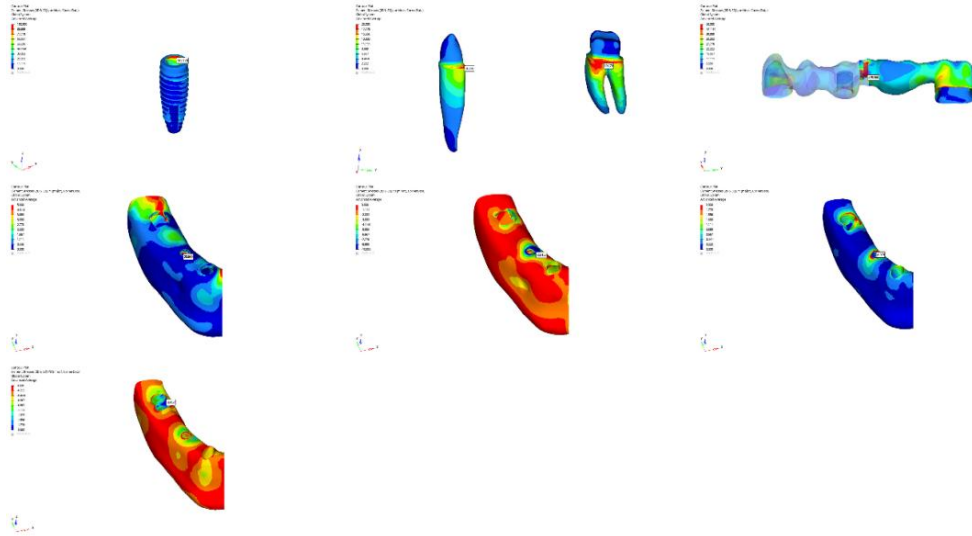
4.1.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapı parçasında (495,9 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemikte (4,37 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten

düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant > diş 43 > kortikal kemik > diş 47. Implant yapısında en yüksek stres, implantın boyun bölgesinde ortaya çıkmıştır. Diş yapılarında en yüksek stresin basamak kısmında yoğunlaştığı, metal altyapıda ise en yüksek stresin non-rijit konnektör bölgesinde meydana geldiği saptanmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik açısından en yüksek stres değerleri, implant ile kemik arasındaki bağlantı bölgesinde ve boyun kısmının denk geldiği alanlarda gözlemlenmiştir (Tablo ve Şekil 4.3).

Tablo 4.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 03 Non-Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	147,178
	Diş Von Mises (43)	26,370
	Diş Von Mises (47)	19,179
	Metal Altyapı	495,9
	Kortikal Max. Principle	23,849
	Kortikal Min. Principle	-23,453
	Trabeküler Max. Principle	4,37
	Trabeküler Min. Principle	-2,457



Şekil 4.3 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

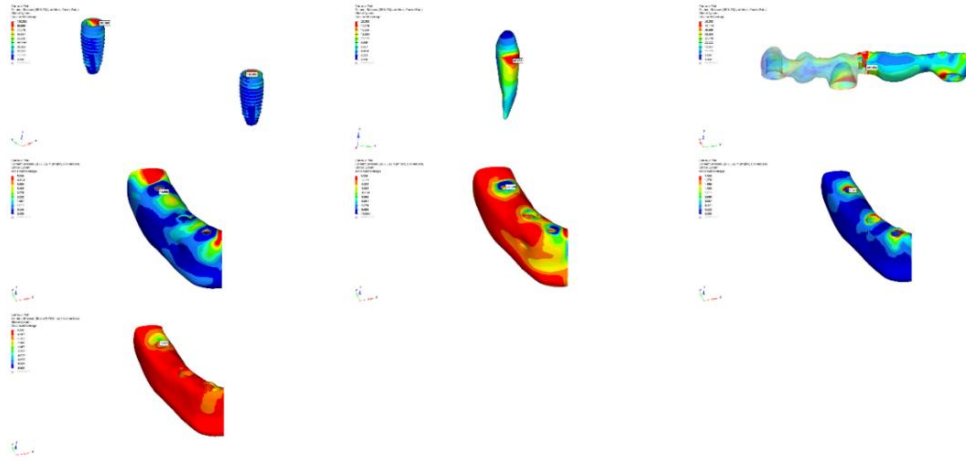
4.1.4. Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapı parçasında (697,335 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemik yapısında (5,843 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > diş > kortikal kemik > trabeküler kemik. Stresin en yoğunlaştığı bölgeler incelendiğinde, implant yapısında diğer modellerde olduğu gibi en yüksek stresin implantın boyun bölgesinde

ve abutment ile bağlantı noktasında ortaya çıktığı görülmüştür. Diş yapılarında en yüksek stres, basamak kısmında ve mine-sement birleşiminin apikalinde gözlemlenmiştir. Metal altyapıda ise stresin en fazla yoğunlaştığı alan non-rijit bağlantının konnektör kısmı olmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik yapılarında en yüksek stres değerleri, implant 47 ile kemiğin bağlantı bölgesinde ve boyun kısmında ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.4).

Tablo 4.4 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri

Model 04 Non-Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	182,9
	İmplant Von Mises (47)	251,989
	Diş Von Mises	48,058
	Metal Altyapı	697,335
	Kortikal Max. Principle	46,906
	Kortikal Min. Principle	-37,609
	Trabeküler Max. Principle	5,843
	Trabeküler Min. Principle	-2,821



Şekil 4.4 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)

4.2. Vertikal Yükleme Koşullarında D4 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları

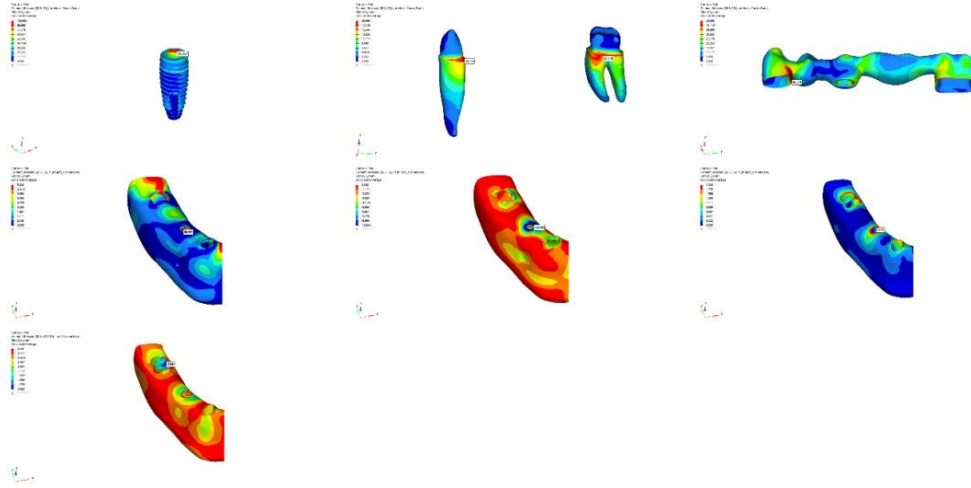
4.2.1. Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde, D2 kemikte elde edilen sonuçlara benzer bulgular ortaya çıkmıştır. En yüksek stres değeri implant yapısında (180,964 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemik yapısında (5,068 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: implant > metal altyapı > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. İmplant yapısında en yüksek stres, implantın boyun bölgesinde ve abutment ile bağlantı noktasında ortaya çıkmıştır. Diş yapılarında maksimum stres basamak

kısımında gözlemlenirken, metal altyapıda en yüksek stres 43 numaralı diş ile altyapının bağlantı bölgesinde, yani basamak kısmında ve konnektöre yakın bölgede yoğunlaşmıştır. Hem kortikal hem de trabeküler kemik yapılarında en yüksek stres, implant ile kemiğin bağlantı bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.5).

Tablo 4.5 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 01 Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	180,964
	Diş Von Mises (43)	34,509
	Diş Von Mises (47)	24,14
	Metal Altyapı	80,371
	Kortikal Max. Principle	33,767
	Kortikal Min. Principle	-29,982
	Trabeküler Max. Principle	5,068
	Trabeküler Min. Principle	-2,549



Şekil 4.5 Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

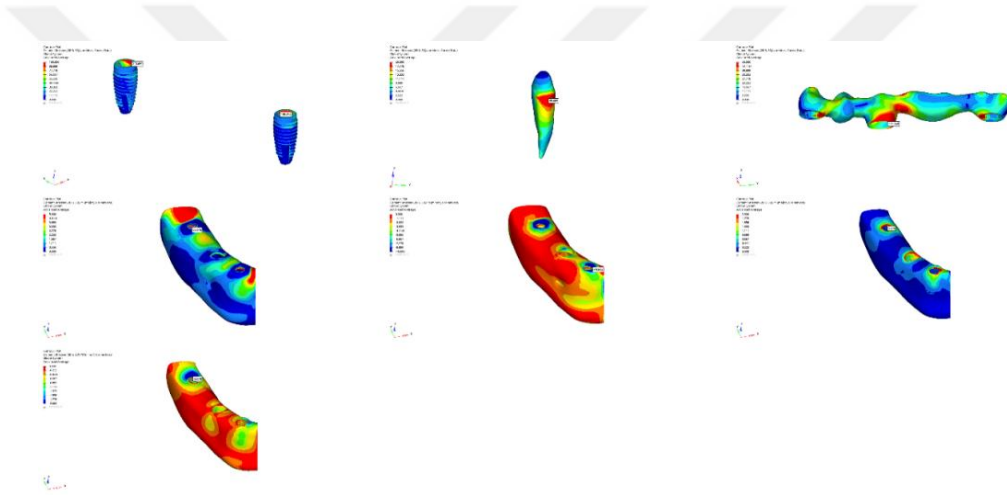
4.2.2. Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde stres değerleri incelendiğinde, D2 kemikte elde edilen bulgulara benzer şekilde en yüksek stres değeri metal altyapıda (252,848 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemikte (5,676 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > kortikal kemik > diş > trabeküler kemik. İmplant yapısında maksimum stres, implantın boyun bölgesinde ve abutment parçası ile bağlantı yaptığı alanda yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin hemen apikalinde gözlemlenmiştir. Metal altyapıda stresin en yoğun olduğu bölgeler, diş ile altyapının bağlantı noktası ve implant 47'ye komşu konnektör kısmı olmuştur. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemik açısından

maksimum stres değeri, implant 47 ile kemiğin birleşim bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.6).

Tablo 4.6 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri

	Component	Stress (MPa)
Model 02 Rijit İki İmplant	İmplant Von Mises (43)	188,312
	İmplant Von Mises (47)	213,45
	Diş Von Mises	55,065
	Metal Altyapı	252,848
	Kortikal Max. Principle	55,646
	Kortikal Min. Principle	-41,973
	Trabeküler Max. Principle	5,676
	Trabeküler Min. Principle	-2,618



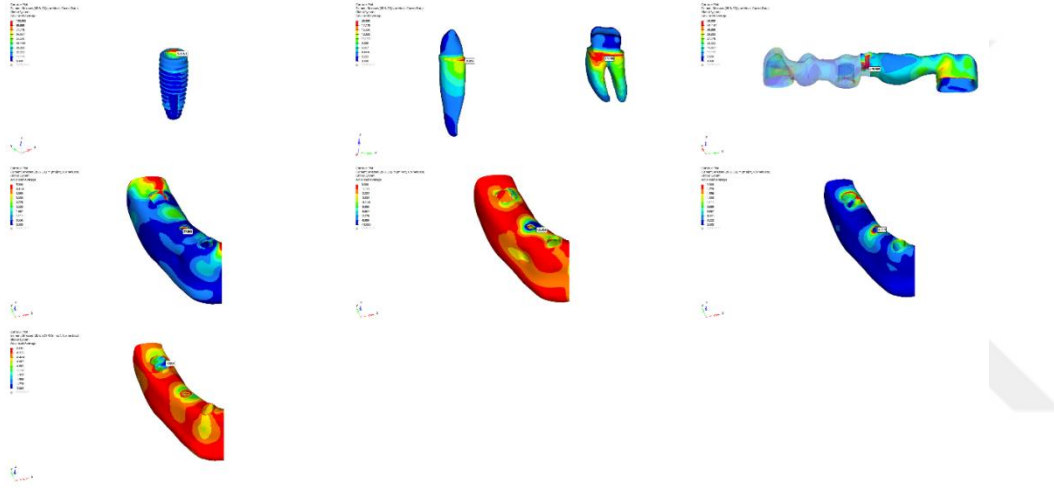
Şekil 4.6 Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa)

4.2.3. Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde stres bulguları değerlendirildiğinde, en yüksek stres değeri metal altyapıda (498,868 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemikte (4,216 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant > kortikal kemik > diş 43 > diş 47 > trabeküler kemik. İmplant yapısında maksimum stres, implantın boyun bölgesinde ve abutment ile bağlantı yaptığı alanda yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin hemen apikalinde gözlemlenmiştir. Metal altyapıda stresin en yoğun olduğu bölge, non-rijit konnektörün bağlantı noktası olmuştur. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemikte maksimum stres değeri, implant ile kemiğin birleşim bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.7).

Tablo 4.7 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 03 Non-Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	151,101
	Diş Von Mises (43)	26,890
	Diş Von Mises (47)	19,268
	Metal Altyapı	498,868
	Kortikal Max. Principle	27,865
	Kortikal Min. Principle	-25,059
	Trabeküler Max. Principle	4,216
	Trabeküler Min. Principle	-1,991

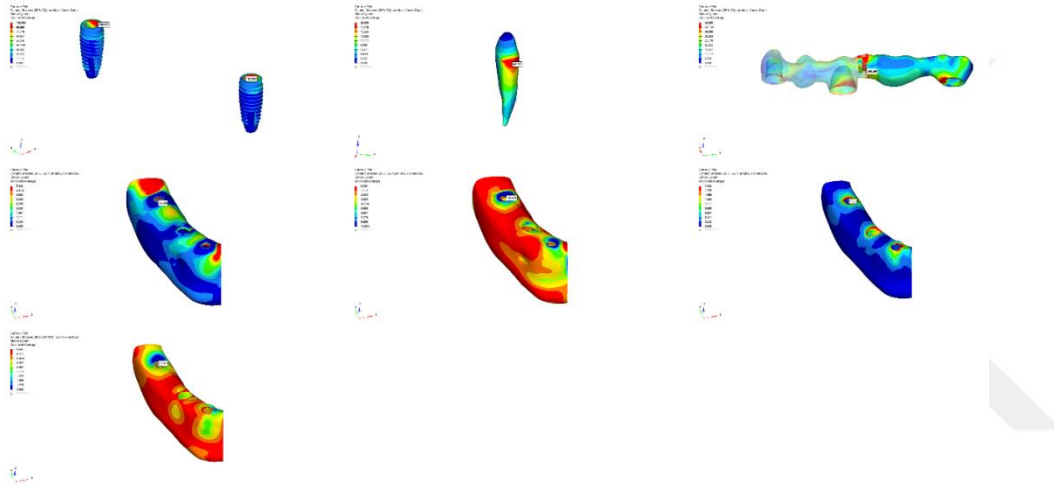
**Şekil 4.7** Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.2.4. Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapıda (698,599 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemik yapısında (5,573 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > kortikal kemik > diş > trabeküler kemik. İmplant yapısında maksimum stres, implantın boyun bölgesinde ve abutment ile bağlantı yaptığı alanda yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin hemen apikalinde gözlemlenmiştir. Metal altyapıda stresin en yoğun olduğu bölge non-rijit konnektörün bağlantı noktası olmuştur. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemikte maksimum stres, implant 47 ile kemiğin birleşim bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.8).

Tablo 4.8 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri

Model 04 Non-Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	183,004
	İmplant Von Mises (47)	254,088
	Diş Von Mises	48,289
	Metal Altyapı	698,599
	Kortikal Max. Principle	55,586
	Kortikal Min. Principle	-39,301
	Trabeküler Max. Principle	5,573
	Trabeküler Min. Principle	-2,514

**Şekil 4.8** Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)

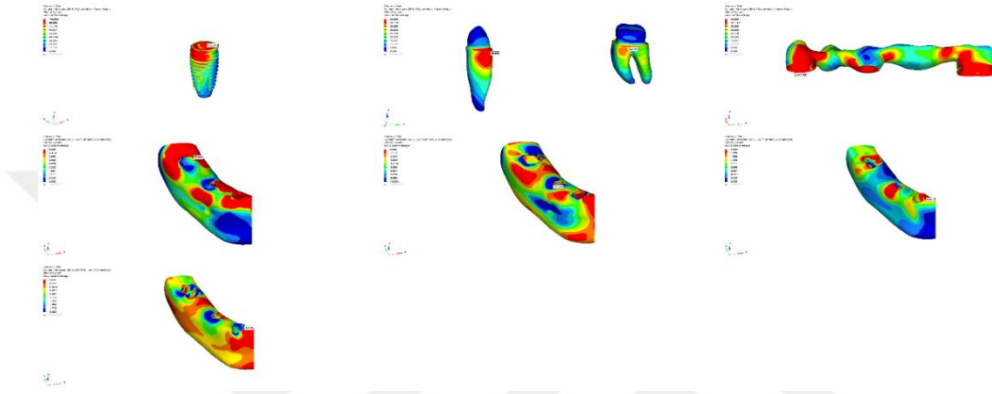
4.3.Oblik Yükleme Koşullarında D2 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları

4.3.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin implantta (485,013 MPa), en düşük stresin ise trabeküler kemik yapısında (8,463 MPa) ortaya çıktığı görülmüştür. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: implant > metal altyapı > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. İmplant yapısında en yüksek stres, implantın boyun bölgesinde ve abutment ile bağlantı noktasında yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında maksimum stres, basamak kısmında ve mine-sement birleşiminin apikalinde gözlemlenmiştir. Metal altyapıda en yüksek stres, 43 numaralı diş ile altyapının birleşim bölgesinde ve basamak kısmında ortaya çıkmıştır. Kortikal kemik yapısında maksimum stres, 47 numaralı diş ile kemiğin birleşim yerinde gözlenirken; trabeküler kemikte en yüksek stres, 43 numaralı diş ile kemiğin birleşim bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.9).

Tablo 4.9 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 01 Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	485,013
	Diş Von Mises (43)	90,525
	Diş Von Mises (47)	53,767
	Metal Altyapı	262,183
	Kortikal Max. Principle	77,654
	Kortikal Min. Principle	-86,746
	Trabeküler Max. Principle	8,463
	Trabeküler Min. Principle	-8,742

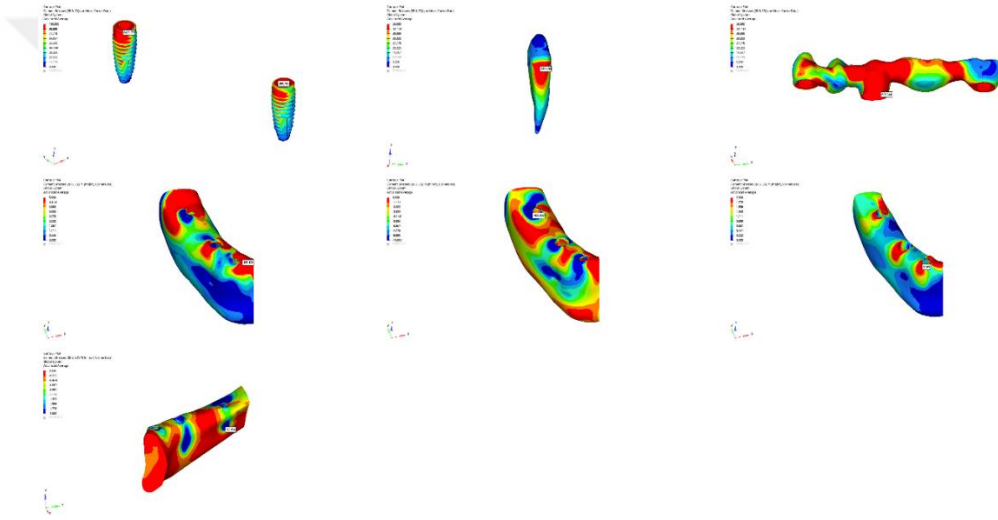
**Şekil 4.9** Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.3.2. Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin implant 47 içerisinde (847,177 MPa), en düşük stresin ise trabeküler kemikte (8,585 MPa) ortaya çıktığı görülmüştür. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: implant 47 > metal altyapı > implant 43 > diş > kortikal kemik > trabeküler kemik. İmplant yapısında maksimum stres, implantın boyun kısmında gözlemlenirken; dişte maksimum stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda ortaya çıkmıştır. Alt yapıda maksimum stres, diş ile temas ettiği blęe ve basamak kısmında yoğunlaşmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik parçalarında maksimum stres, implant 43 ile kemiğin birleşim yerinde gözlemlenmiştir (Tablo ve şekil 4.10).

Tablo 4.10 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri

	Component	Stress (MPa)
metal altyapı>	İmplant Von Mises (43)	380,746
	İmplant Von Mises (47)	847,177
	Diş Von Mises	153,4
	Metal Altyapı	606,244
	Kortikal Max. Principle	139,131
	Kortikal Min. Principle	-106,907
	Trabeküler Max. Principle	8,585
	Trabeküler Min. Principle	-12,194

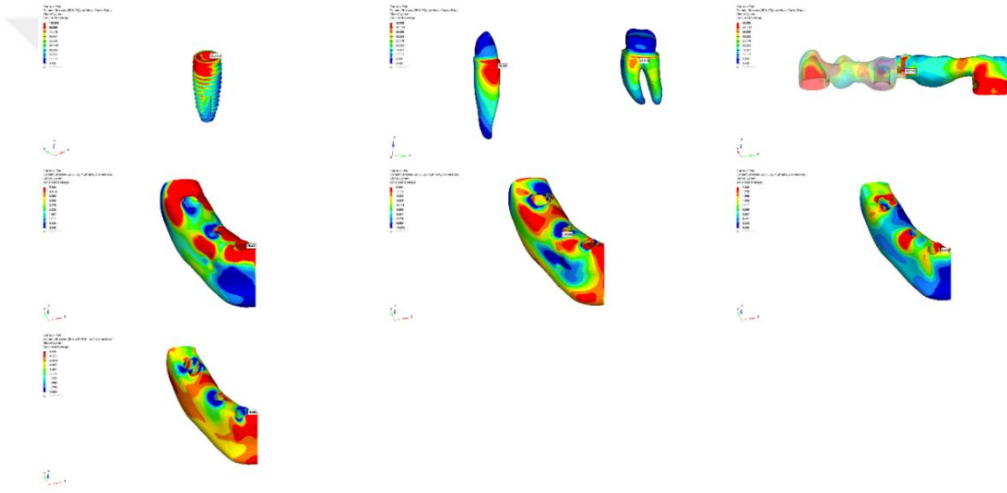
**Şekil 4.10** Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa)

4.3.3. Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek stresin metal altyapıda (517,992 MPa), en düşük stresin ise trabeküler kemikte (8,072 MPa) ortaya çıktığı görülmüştür. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. İmplant yapısında maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda gözlemlenmiştir. Metal altyapıda maksimum stres, non-rijit bağlantının konnektör bölgesinde ortaya çıkmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik yapılarında ise maksimum stres, implant 43 ile kemiğin birleşim bölgesinde gözlenmiştir (Tablo ve Şekil 4.11).

Tablo 4.11 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 03 Non-Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	502,809
	Diş Von Mises (43)	90,461
	Diş Von Mises (47)	51,143
	Metal Altyapı	517,992
	Kortikal Max. Principle	76,413
	Kortikal Min. Principle	-79,602
	Trabeküler Max. Principle	8,072
	Trabeküler Min. Principle	-8,563

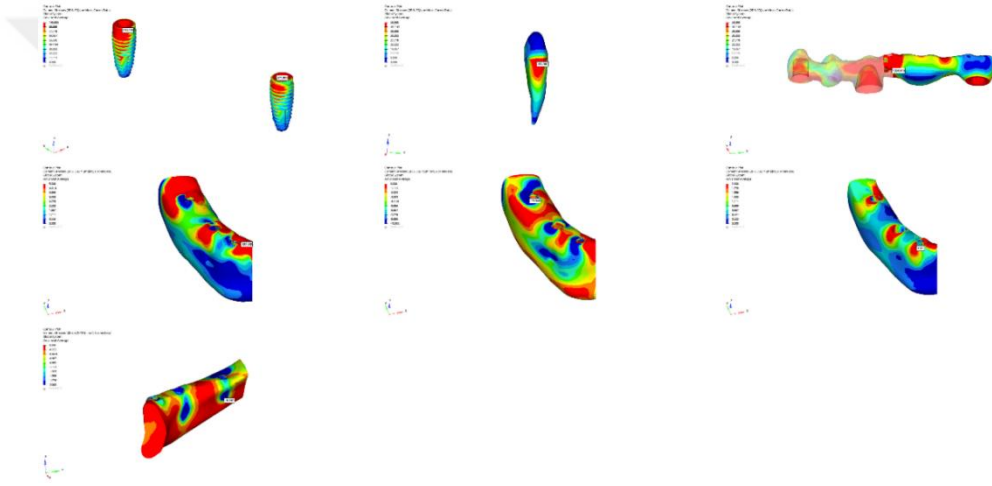
**Şekil 4.11** Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.3.4. Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapıda (1154,246 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemik yapısında (8,321 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > diş > kortikal kemik > trabeküler kemik. İmplantlarda maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda ortaya çıkmıştır. Metal altyapıda maksimum stres, non-rijit bağlantının konnektör bölgesinde gözlenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik yapılarında ise en yüksek stres, implant 43 ile kemiğin birleşim bölgesinde ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.12).

Tablo 4.12 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri

Model 04 Non-Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	371,001
	İmplant Von Mises (47)	968,995
	Diş Von Mises	134,061
	Metal Altyapı	1254,246
	Kortikal Max. Principle	132,452
	Kortikal Min. Principle	-99,044
	Trabeküler Max. Principle	8,321
	Trabeküler Min. Principle	-10,819

**Şekil 4.12** Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)

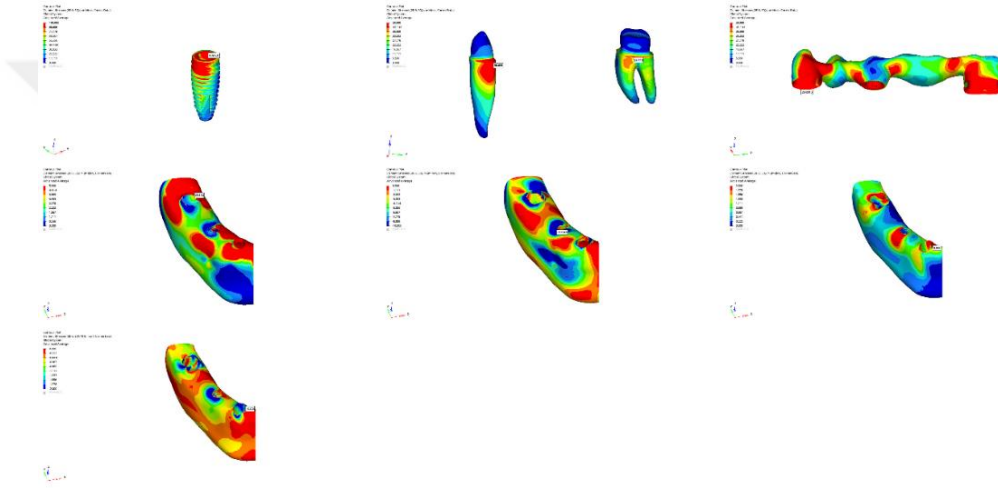
4.4.Oblik Yükleme Koşullarında D4 Tipi Kemik Modellerinin Biyomekanik Bulguları

4.4.1.Model 01: Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde maksimum stres değeri implantta (489,637 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemik yapısında (8,066 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: implant > metal altyapı > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. İmplantta maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda ortaya çıkmıştır. Metal altyapıda maksimum stres, 43 numaralı diş ile altyapının bağlantı bölgesinde gözlemlenmiştir. Kortikal kemikte maksimum stres, 47 numaralı diş ile kemiğin birleşim yerinde görülürken; trabeküler kemikte en yüksek stres, 43 numaralı diş ile trabeküler kemiğin bağlantı alanında ortaya çıkmıştır (Tablo ve Şekil 4.13).

Tablo 4.13 Model 01: Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 01 Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	489,637
	Diş Von Mises (43)	90,633
	Diş Von Mises (47)	53,742
	Metal Altyapı	264,045
	Kortikal Max. Principle	79,112
	Kortikal Min. Principle	-90,945
	Trabeküler Max. Principle	8,066
	Trabeküler Min. Principle	-8,725

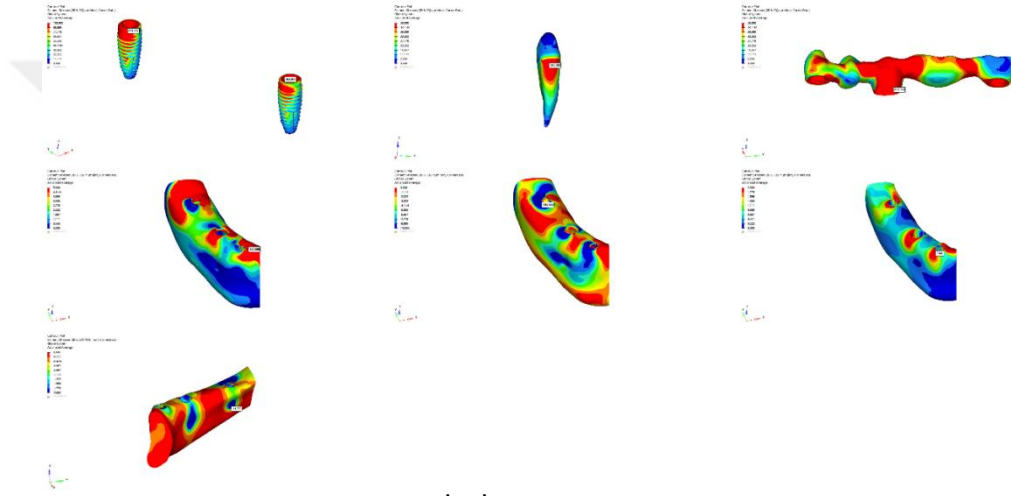
**Şekil 4.13** Model 01: Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.4.2. Model 02: Rijit İki implant modelinin stres bulguları

Bu modelde maksimum stres değeri implant 47’de (851,891 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemikte (7,849 MPa) ortaya çıkmıştır. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: implant 47 > metal altyapı > implant 43 > diş > kortikal kemik > trabeküler kemik. İmplantlarda maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapısında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda gözlemlenmiştir. Metal altyapıda maksimum stres, diş ile altyapının bağlantı bölgesinde ortaya çıkmıştır. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemikte maksimum stres, 43 numaralı implantın kemik ile bağlantı bölgesinde gözlenmiştir (Tablo ve Şekil 4.14).

Tablo 4.14 Model 02: Rijit İki İmplant modelinin stres değerleri

Model 02 Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	383,901
	İmplant Von Mises (47)	851,891
	Diş Von Mises	154,052
	Metal Altyapı	607,99
	Kortikal Max. Principle	142,668
	Kortikal Min. Principle	-110,18
	Trabeküler Max. Principle	7,849
	Trabeküler Min. Principle	-11,272

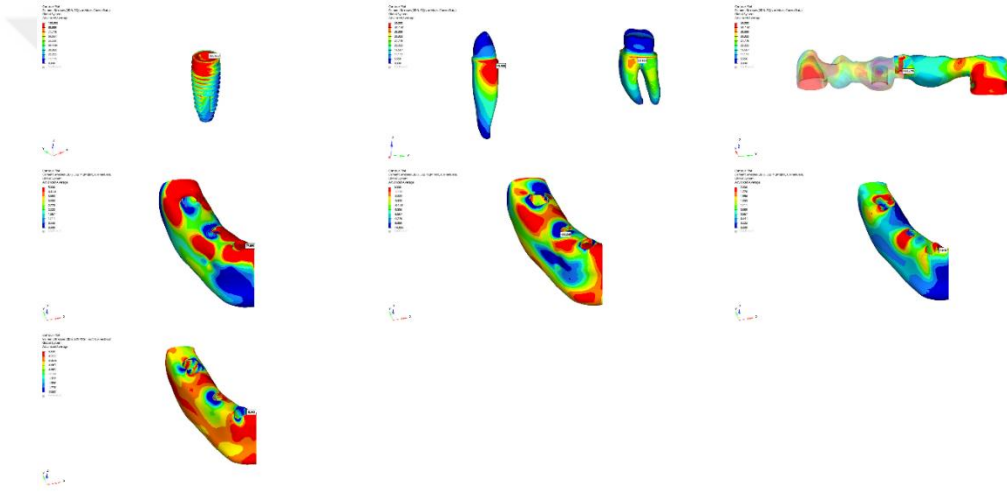
**Şekil 4.14** Model 02: Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa)

4.4.3. Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres bulguları

Bu modelde stres bulguları incelendiğinde, en yüksek stres değerinin metal altyapıda (518,473 MPa), en düşük stres değerinin ise trabeküler kemik yapısında (7,642 MPa) ortaya çıktığı görülmektedir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant > diş 43 > kortikal kemik > diş 47 > trabeküler kemik. İmplantta maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içinde kalan kısımda gözlemlenmiştir. Metal altyapıda maksimum stres, non-rijit bağlantının konnektör bölgesinde ortaya çıkmıştır. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemikte maksimum stres, 43 numaralı implantın kemik ile bağlantı bölgesinde gözlenmiştir (Tablo ve Şekil 4.15).

Tablo 4.15 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinin stres değerleri

Model 03 Non-Rijit İki Diş	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises	506,95
	Diş Von Mises (43)	90,580
	Diş Von Mises (47)	51,169
	Metal Altyapı	518,473
	Kortikal Max. Principle	77,859
	Kortikal Min. Principle	-83,268
	Trabeküler Max. Principle	7,642
	Trabeküler Min. Principle	-8,452

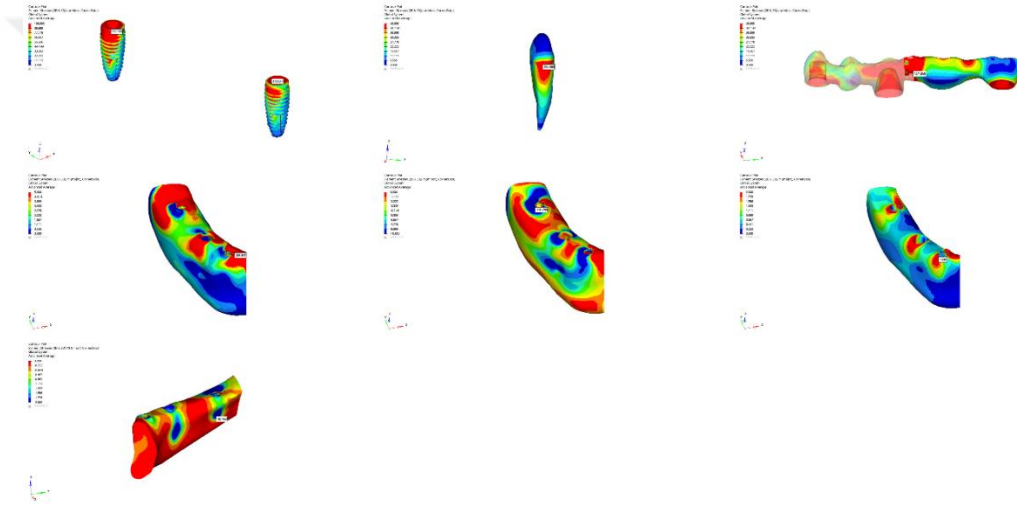
**Şekil 4.15** Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

4.4.4. Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres bulguları

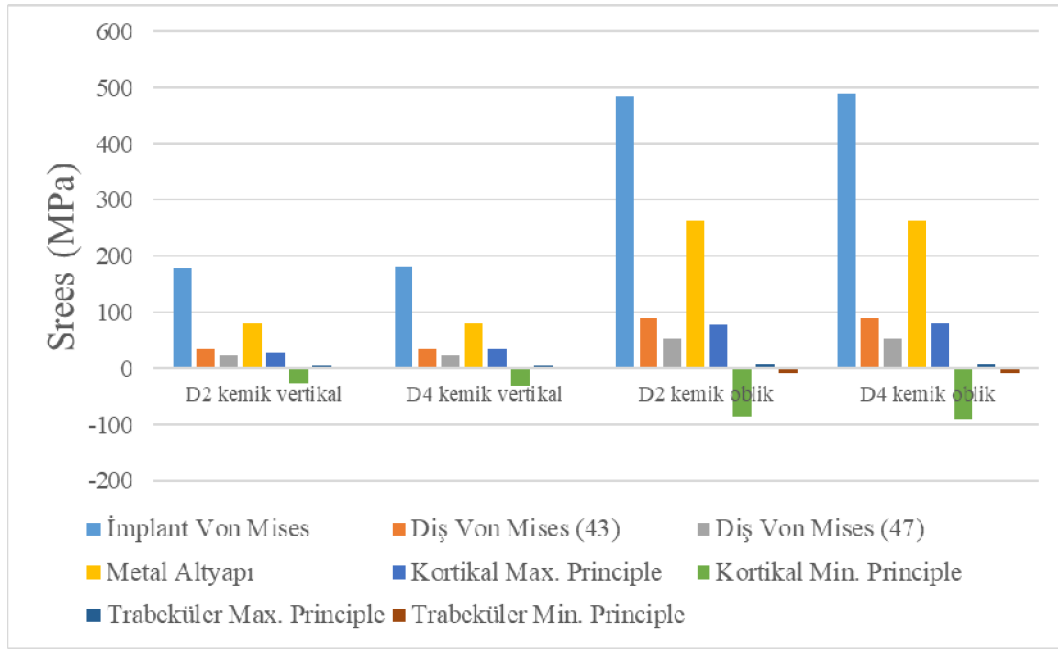
Bu modelde en yüksek stres değeri metal altyapıda (1271,859 MPa), en düşük stres değeri ise trabeküler kemikte (7,696 MPa) gözlemlenmiştir. Stres değerlerinin yüksekten düşüğe sıralaması şu şekilde belirlenmiştir: metal altyapı > implant 47 > implant 43 > kortikal kemik > diş > trabeküler kemik. İmplantlarda maksimum stres, implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Diş yapılarında en yüksek stres, mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içerisinde kalan kısımda ortaya çıkmıştır. Metal altyapıda maksimum stres, non-rijit bağlantının konnektör bölgesinde gözlenmiştir. Kemik yapılarında ise hem kortikal hem de trabeküler kemikte maksimum stres, 43 numaralı implantın kemik ile birleşim bölgesinde yoğunlaşmıştır (Tablo ve Şekil 4.16).

Tablo 4.16 Model 04 Non-Rijit iki implant modelinin stres değerleri

Model 04 Non-Rijit İki İmplant	Component	Stress (MPa)
	İmplant Von Mises (43)	373,537
	İmplant Von Mises (47)	972,988
	Diş Von Mises	134,66
	Metal Altyapı	1271,859
	Kortikal Max. Principle	135,807
	Kortikal Min. Principle	-101,759
	Trabeküler Max. Principle	7,696
	Trabeküler Min. Principle	-10,798

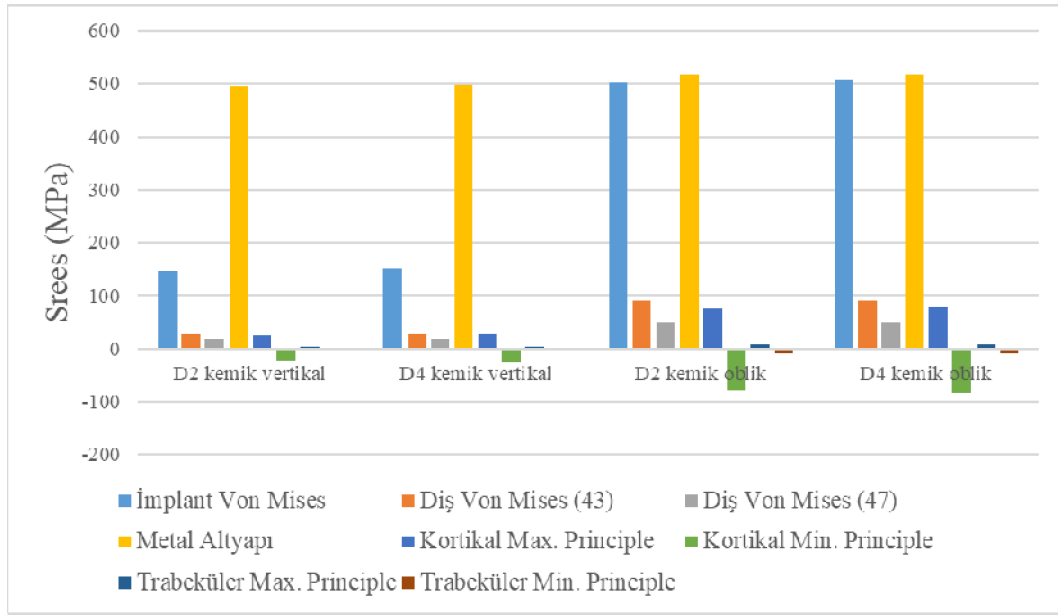
**Şekil 4.16** Model 04 Non-Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)

Model 01’de elde edilen sonuçlara göre, implantlarda en yüksek stres değerleri oblik yükleme ve D4 kemik modelinde ortaya çıkmıştır. Benzer şekilde, diş 43 için de maksimum stresin oblik yükleme ve D4 kemik modelinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Diş 47’de ise en yüksek stres değerinin oblik yükleme ve D2 kemik modelinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Metal altyapı açısından değerlendirildiğinde, maksimum stresin oblik yükleme ve D4 kemik modelinde ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek stres değeri yine oblik yükleme ve D4 kemik modelinde gözlenirken, trabeküler kemikte maksimum stresin oblik yükleme ve D2 kemik modelinde meydana geldiği belirlenmiştir (Şekil 4.17).



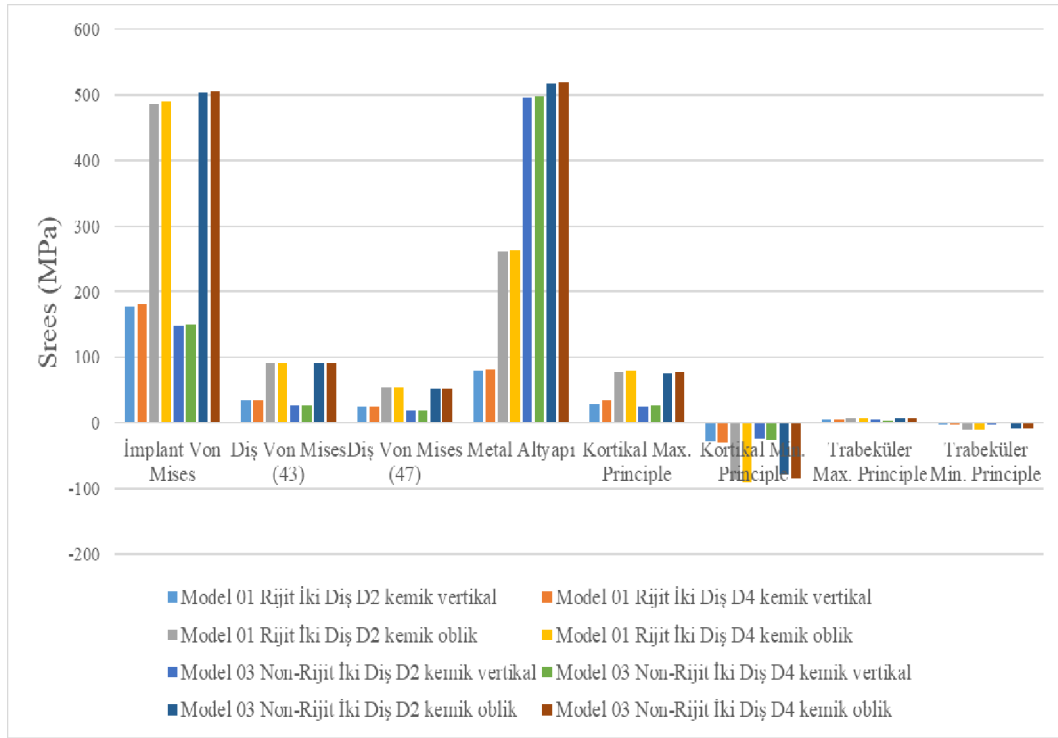
Şekil 4.17 Model 01 Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

Model 03'e ait sonuçlar incelendiğinde, implantlarda en yüksek stres değerinin oblik yükleme ve D4 kemik modelinde ortaya çıktığı görülmüştür. Diş 43 için de benzer şekilde maksimum stres, oblik yükleme ve D4 kemik modelinde gözlemlenmiştir. Diş 47 açısından değerlendirildiğinde ise en yüksek stres değerinin oblik yükleme ve D2 kemik modelinde meydana geldiği belirlenmiştir. Metal altyapı incelendiğinde, maksimum stresin oblik yükleme ve D4 kemik modelinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Kortikal kemikte en yüksek stres değerinin yine oblik yükleme ve D4 kemik modelinde ortaya çıktığı, trabeküler kemikte ise maksimum stresin oblik yükleme ve D2 kemik modelinde meydana geldiği görülmüştür (Şekil 4.18).



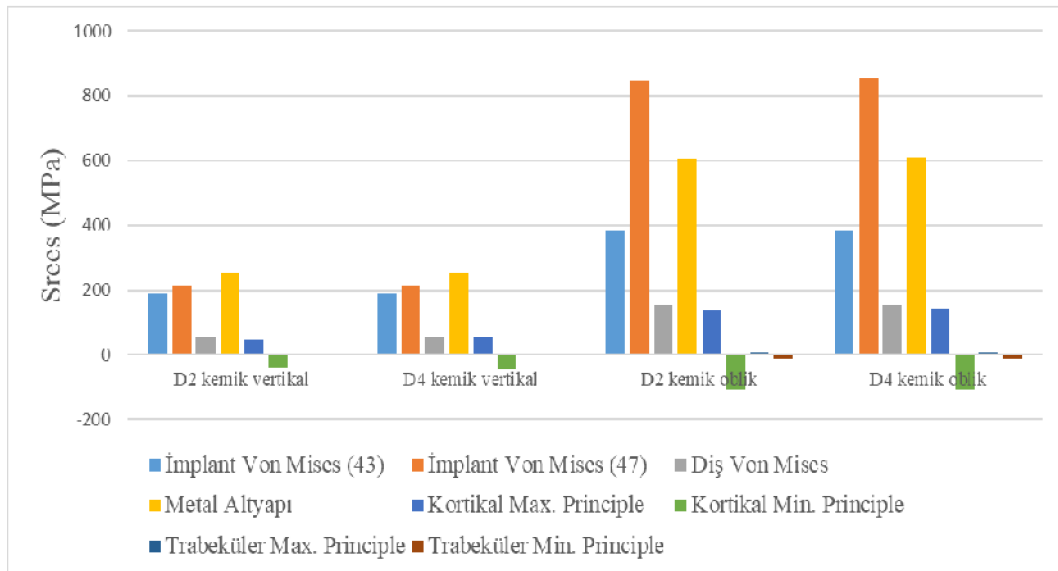
Şekil 4.18 Model 03 Non-Rijit iki diş modelinde stres dağılımı (MPa)

Model 01 ve Model 03 arasındaki stres dağılımı karşılaştırıldığında, implant için en yüksek stres değerinin Model 03 Non-Rijit İki Diş – D4 kemik ve oblik yükleme durumunda ortaya çıktığı belirlenmiştir. Diş 43 açısından en yüksek stres değeri, Model 01 Rijit İki Diş – D4 kemik ve oblik yükleme koşullarında gözlemlenmiştir. Diş 47 için ise maksimum stres, Model 01 Rijit İki Diş – D2 kemik ve oblik yükleme modelinde meydana gelmiştir. Metal altyapıda en yüksek stres değerinin Model 03 Non-Rijit İki Diş – D4 kemik ve oblik yükleme durumunda ortaya çıktığı görülmüştür. Kortikal kemik açısından en yüksek stres değeri, Model 01 Rijit İki Diş – D4 kemik ve oblik yükleme modelinde kaydedilmiştir. Trabeküler kemikte maksimum stresin ise Model 01 Rijit İki Diş – D2 kemik ve oblik yükleme koşullarında ortaya çıktığı belirlenmiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19 Model 01 Rijit iki diş ve Model 03 Non-Rijit iki diş modellerinde stres dağılımı (MPa)

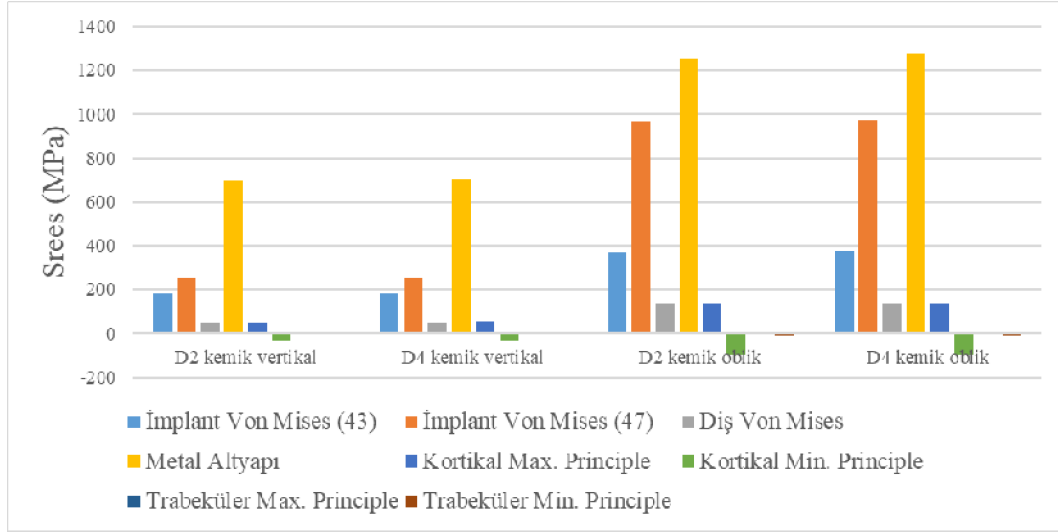
Model 02 Rijit İki İmplant modelinin sonuçları incelendiğinde; implantlar, diş, metal altyapı ve kortikal kemik için en yüksek stres değerlerinin D4 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme uygulanan modellerde ortaya çıktığı belirlenmiştir. Trabeküler kemik açısından ise maksimum stres değerinin, D2 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme altındaki modellerde meydana geldiği gözlenmiştir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20 Model 02 Rijit iki implant modelinde stres dağılımı (MPa)

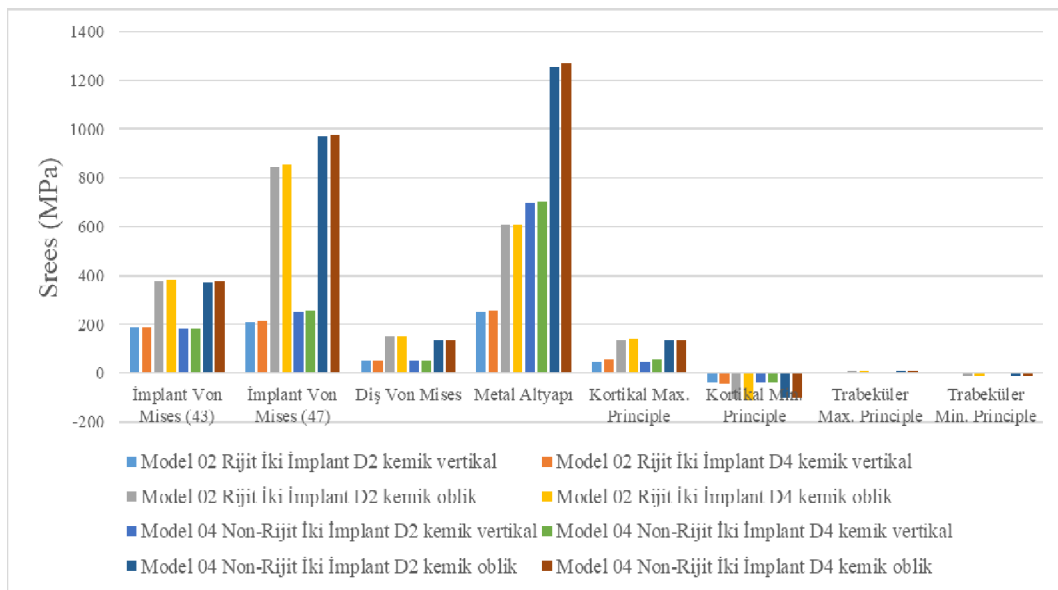
Model 04 Non-Rijit İki İmplant modelinde, implant 43, diş, metal altyapı ve kortikal kemik için maksimum stres değerlerinin D4 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme

uygulanan modellerde ortaya çıktığı belirlenmiştir. İmplant 43 ve trabeküler kemik açısından ise en yüksek stres değerleri, D2 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme yapılan modellerde gözlemlenmiştir (Şekil 4.21).



Şekil 4.21 Model 04 Non-Rijit İki İmplant modelinde stres dağılımı (MPa)

Model 02 Rijit İki İmplant ve Model 04 Non-Rijit İki İmplant bulguları incelendiğinde, implant 43, kortikal kemik ve diş yapısı için maksimum stres değerinin Model 02 Rijit İki İmplant – D4 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme yapılan modelde gözlemlendiği belirlenmiştir. İmplant 47 ve metal altyapı için ise maksimum stres değeri, Model 04 Non-Rijit İki İmplant – D4 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme uygulanan modelde kaydedilmiştir. Trabeküler kemik açısından ise maksimum stres, Model 02 Rijit İki İmplant – D2 kemik yapısına sahip ve oblik yükleme yapılan modelde ortaya çıkmıştır (Şekil 4.22).



Şekil 4.22 Model 02 Rijit İki İmplant ve Model 04 Non-Rijit İki İmplant modellerinde stres dağılımı (MPa)

5.TARTIŞMA

Bu çalışmada dental implant sistemlerine uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkan gerilme dağılımları incelenmiş ve elde edilen bulgular ışığında hipotezler değerlendirilmiştir. H_0 hipotezi kapsamında, implant çevresi dokularda oluşan gerilmelerin biyomekanik açıdan kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalacağı varsayılmıştır. Literatürde, kortikal kemik için güvenli stres sınırının yaklaşık 100 MPa olduğu bildirilmektedir (Natali vd., 2006a). Bununla birlikte elde edilen sonuçlar, özellikle oblik yükleme koşullarında ve düşük kemik yoğunluklarında (D4 tipi) bu sınırların aşıldığını ortaya koymuştur. Bu bulgu, H_1 hipotezini destekler niteliktedir.

Analizler incelendiğinde, en yüksek stres değerlerinin çoğunlukla metal altyapı ve implant boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. İmplant boyun bölgesindeki bu stres konsantrasyonu, yük aktarım mekanizmasının doğrudan kemiğe iletilmesiyle ilişkilidir. Literatürde de benzer şekilde, implant boyun bölgesinde stres birikiminin marjinal kemik kaybı riskini artırabileceği rapor edilmiştir (Gündoğdu vd., 2022; Güven vd., 2015). Çalışmamızdaki bulgular, bu görüşü desteklemekte ve özellikle yüksek yükleme altında boyun bölgesinin kritik bir biyomekanik bölge olduğunu göstermektedir.

Diş yapılarında en yüksek stres değerlerinin mine-sement birleşimi çevresinde ve basamak bölgelerinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu durum, yük aktarımının sadece implant ve kemiğe değil, aynı zamanda destek dişlere de önemli ölçüde etki ettiğini göstermektedir. Metal altyapı açısından bakıldığında, non-rijit bağlantılı modellerde konnektör bölgelerinde stres yoğunlaşmaları dikkat çekmiştir. Literatürde, rijit ve non-rijit bağlantılar arasında stres dağılımı açısından farklılıklar olduğu ve non-rijit bağlantıların belirli bölgelerde stres konsantrasyonuna yol açabileceği vurgulanmaktadır (Gümrükçü & Kurt, 2018; Jeevanandam vd., 2019). Bu bulgular, protez tasarımında bağlantı tipinin uzun dönem biyomekanik başarı açısından kritik rol oynadığını göstermektedir.

Kemik dokusu açısından bakıldığında, hem kortikal hem de trabeküler kemikte stres değerlerinin bazı modellerde kabul edilen biyomekanik sınırların üzerinde seyrettiği görülmüştür. Özellikle trabeküler kemikte oblik yükleme ve D2 kemik yapısında maksimum stres değerleri rapor edilmiştir. Bu durum, düşük yoğunluklu kemik tiplerinde implant başarısızlığı riskinin daha yüksek olduğunu ortaya koymaktadır.(Frost, 2004)), kemik dokusunun adaptif kapasitesinin belirli bir yük aralığında olduğunu, bu sınırların aşılması halinde rezorpsiyon sürecinin başlayabileceğini belirtmiştir. Bulgularımız, bu biyomekanik

prensiple uyumlu olup, yükleme koşullarının kemik yoğunluğuna göre optimize edilmesi gerektiğini göstermektedir. (Frost, 2004)

Sonuç olarak, çalışmamızda elde edilen bulgular, dental implant sistemlerinde oluşan gerilmelerin her zaman biyomekanik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalmadığını göstermektedir. Özellikle düşük kemik yoğunluğuna sahip (D4) modellerde ve oblik yükleme koşullarında stres değerleri kritik eşiklerin üzerine çıkmıştır. Bu veriler ışığında, H_0 hipotezi reddedilmiş, H_1 hipotezi ise kabul edilmiştir. Çalışmamız, implant tasarımı, protez bağlantı tipi ve kemik yoğunluğunun implant biyomekaniğinde belirleyici faktörler olduğunu ortaya koymaktadır.

Bu çalışmada kullanılan yükleme senaryoları ve sınır koşulları, elde edilen sonuçların klinik geçerliliği açısından kritik önem taşımaktadır. Modellerde dişlere uygulanan kuvvetlerin miktarı ve yönü, literatürde bildirilen ortalama çiğneme kuvvetleri ve fonksiyonel yükleme değerleri dikkate alınarak belirlenmiştir. Normal çiğneme sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin genellikle 100–300 N aralığında olduğu, parafonksiyonel alışkanlıklarda ise bu değerlerin 500 N ve üzerine çıkabileceği bilinmektedir (Machado vd., 2025; Valente vd., 2025). Bu bağlamda çalışmada kullanılan 200 N, 150 N ve 100 N’lik kuvvet değerleri, fizyolojik sınırlar içerisinde olup, gerçekçi klinik koşulların benzetilmesine olanak sağlamaktadır.

Çalışmada hem vertikal hem de 30° bukkolingual yönde oblik yüklemeler kullanılması, stres dağılımlarının farklı fonksiyonel senaryolar altında değerlendirilmesini mümkün kılmıştır. Vertikal yükleme, normal çiğneme kuvvetlerini temsil ederken, oblik yükleme lateral hareketler ve parafonksiyonel alışkanlıkların (ör. bruksizm) oluşturduğu daha kompleks yükleme koşullarını simüle etmektedir. Bulgular göstermiştir ki, oblik yükleme koşullarında implant, kemik ve protez bileşenlerinde stres değerleri belirgin biçimde artmaktadır. Bu sonuç, literatürde bildirilen “oblik kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere kıyasla daha yüksek stres konsantrasyonu oluşturduğu” bulguları ile uyumludur (Sevimay vd., 2005; Yadav vd., 2025).

Kuvvetlerin dişlerin tüberkül tepelerinden uygulanması, çiğneme fonksiyonunun anatomik ve biyomekanik gerçekliği ile örtüşmektedir. Bunun yanı sıra, yüklerin çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanması, sonlu elemanlar analizlerinde sıklıkla karşılaşılan gerilme tekilliği (stress singularity) probleminin önlenmesini sağlamış ve sonuçların

güvenilirliğini artırmıştır. Bu yöntem, hem sayısal çözümün stabilitesini hem de biyomekanik yorumların doğruluğunu güçlendirmiştir.

Sınır koşulları açısından, modellerin kemiğin distal ve anterior bölgelerinde tüm serbestlik derecelerinin kısıtlanarak sabitlenmesi, mandibula ve maksillanın fizyolojik sınırlandırma koşullarını yansıtmaktadır. Bu yaklaşım, literatürde sıklıkla kullanılan ve biyomekanik çalışmaların standardizasyonunda kabul gören bir yöntemdir (Ishigaki vd., 2003). Ancak, bu tür sabit sınır koşullarının, klinik gerçeklikteki kısmi hareketliliği tam olarak yansıtamayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, çalışmada elde edilen stres değerleri göreceli karşılaştırmalar için oldukça güvenilir olmakla birlikte, mutlak değerlerin klinik koşullarla kıyaslanmasında dikkatli olunmalıdır.

Diş hekimliğinde implant destekli protezlerin başarısı büyük ölçüde peri-implant dokularda ortaya çıkan stres dağılımlarına bağlıdır. İmplant, protez ve kemik dokuları arasındaki biyomekanik etkileşimlerin doğru anlaşılması; gerek implant tasarımı, gerekse protez planlaması açısından kritik önem taşır (Bhattacharjee vd., 2022). Bu nedenle rijit ve non-rijit bağlantılar, implant sayısı ve konfigürasyonu, kemik yoğunluğu ile yükleme yönleri üzerine yapılan sonlu elemanlar analizi (FEA) çalışmaları, literatürde geniş şekilde incelenmiştir.

Diş implantları ve implant destekli protezlerin biyomekanik davranışını inceleyen çalışmalarda, modelleme stratejileri kritik öneme sahiptir. Model 01–08'deki gibi farklı bağlantı tipleri (rijit ve non-rijit), farklı kemik yoğunlukları (D2 ve D4) ve implant-diş kombinasyonları, literatürde çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Bu tasarımlar, implant sistemlerinin klinik davranışını ve yük iletim mekanizmalarını anlamaya yönelik standart bir metodolojik yaklaşım olarak kabul edilmektedir (de Paula vd., 2018).

Rijit ve non-rijit bağlantı modelleri, implant-abutment arayüzünün stres dağılımı ve yük transferi üzerindeki etkilerini simüle etmek için kullanılır. Literatürde, rijit bağlantıların implantlar arasında daha homojen bir yük iletimi sağladığı ancak implant boyun bölgesinde lokalize stres birikimlerine neden olabildiği; non-rijit bağlantıların ise bazı bölgelerde stres yoğunluğunu azalttığı, fakat bağlantı noktalarında lokalize stres konsantrasyonları oluşturduğu rapor edilmiştir (Huang vd., 2022). Bu nedenle, her iki bağlantı tipinin modellenmesi, klinik olarak farklı abutment tasarımlarının biyomekanik performansını karşılaştırmak için yaygın bir stratejidir.

Kemik yoğunluğu (D2 ve D4) farklı stres iletim profilleri oluşturduğundan, implant-bone etkileşimini inceleyen çalışmalar bu iki kemik tipini sıklıkla modellemektedir (Premnath vd., 2012). D2 kemik, nispeten rijit ve yoğun bir yapı sunarken, D4 kemik daha düşük rijitlikte ve stres birikimine daha yatkın bir profil sergiler. Bu nedenle, farklı kemik yoğunluklarını simüle eden modeller, klinik olarak çeşitli kemik tiplerinde implant yerleşiminin biyomekanik davranışını öngörmek ve yük dağılımını optimize etmek amacıyla literatürde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Diş-implant kombinasyonları ve implant yerleşim varyasyonları (örneğin implantın merkezi veya distal konumda olması) modellerdeki bir diğer kritik tasarım unsurudur. Bu tür modeller, kantilever etkilerini, yük dağılımındaki değişimleri ve protetik parçalar üzerindeki stres profilini anlamaya yönelik literatürde sık kullanılan yöntemlerdendir (Mously vd., 2024). Özellikle farklı diş ve implant konfigürasyonlarının modellenmesi, klinik senaryolara yakın simülasyonlar yapmayı ve çeşitli implant yerleşimlerinin biyomekanik sonuçlarını karşılaştırmayı mümkün kılar.

Son olarak, rijit/non-rijit bağlantılar, kemik yoğunluğu ve implant-diş kombinasyonlarının birlikte modellenmesi, literatürde karmaşık klinik senaryoları simüle etmek için tercih edilmektedir (Huang vd., 2022). Bu yaklaşım, araştırmacılara implant tasarımı, abutment özellikleri ve kemik kalitesi gibi değişkenlerin stres dağılımı ve yük iletimi üzerindeki etkilerini kapsamlı biçimde değerlendirme imkânı sağlamaktadır.

Rijit bağlantılar, protezin bütünlüğünü koruyarak yükleri daha homojen şekilde implantlara aktarabilmektedir. Ancak aşırı rijitlik, bazı bölgelerde stres konsantrasyonlarını artırabilmektedir (Avağ & Akkocaoğlu, 2023). Buna karşın non-rijit bağlantılar, protezde esneklik sağlayarak özellikle kenar bölgelerdeki implant ve kemik dokusuna binen yükü azaltabilir; fakat bu durumda bazı bağlantı noktalarında lokal stres yoğunlaşmaları rapor edilmiştir (Huang vd., 2022). Literatür, rijit ve non-rijit bağlantıların avantaj-dezavantajlarını net şekilde ortaya koymakta, klinik kullanımda vaka bazlı tercih yapılması gerektiğini vurgulamaktadır.

İmplantların sayısı ve pozisyonu, stres dağılımında doğrudan rol oynamaktadır. İki implantlı sistemler, tek implantlı sistemlere kıyasla yükleri daha dengeli dağıtırken, implantlar arası mesafe ve paralellik de önemli faktörlerdir. Özellikle posterior bölgelerde, kantilever etkisinin azaltılması için implantların uygun konumlandırılması gerekmektedir (El-Anwar vd., 2017).

Lekholm ve Zarb sınıflamasına göre D2 kemik, yoğun kortikal tabaka ve trabeküler desteğin dengeli olduğu bir yapıya sahiptir ve implant biyomekaniği açısından en uygun kemik tipi olarak kabul edilmektedir (Juodzbaly & Kubilius, 2013a; Rosas-Díaz vd., 2024) (Juodzbaly & Kubilius, 2013b; Rosas-Díaz vd., 2022). Buna karşın D4 kemik, düşük yoğunluklu trabeküler yapı içerdiğinden, streslerin homojen dağılamamasına ve lokal yoğunluklara neden olabilir (Khaohoen vd., 2023). Literatürde özellikle D4 kemikte implant başarısızlığının daha sık rapor edilmesi, biyomekanik açıdan bu kemik tipinin zayıflığını desteklemektedir.

Yükleme yönü implant biyomekaniğinde kritik bir parametredir. Vertikal yüklemeler, implant eksenini boyunca kuvvet ilettiğinden kemik ve implant üzerinde daha kontrollü stres dağılımları yaratır. Buna karşın oblik yüklemeler, kesme ve bükülme momentleri oluşturarak implant boynu ve kortikal kemikte yüksek stres bölgelerine yol açmaktadır (Djebbar vd., 2010). Bu nedenle klinik uygulamalarda, oklüzal kontakların mümkün olduğunca implant eksenine paralel planlanması önerilmektedir (Sugiura vd., 2017).

Protetik altyapı materyali de stres dağılımını etkilemektedir (Eric vd., 2024). Metal altyapının rijitliğinin artmasıyla implant ve kemikteki stresin yükseldiğini; daha esnek materyallerde ise protez üzerinde deformasyon riskinin arttığını rapor etmiştir. Benzer şekilde, dişlerde en yüksek stresin genellikle mine-sement birleşiminde yoğunlaştığı, bunun da biyomekanik olarak doğal zayıf bir nokta olduğu belirtilmiştir (Dorado vd., 2022).

Literatür, implant destekli protezlerde stres dağılımını etkileyen çok sayıda faktör olduğunu ve bu faktörlerin birbirleriyle etkileşim halinde çalıştığını ortaya koymaktadır. Rijit ve non-rijit bağlantıların seçimi, implant sayısı ve konfigürasyonu, kemik kalitesi ve yükleme yönü, her klinik durumda farklı biyomekanik sonuçlar doğurmaktadır. Bu nedenle, FEA çalışmalarının sunduğu veriler ışığında, implant planlamasının bireyselleştirilmesi ve özellikle kemik kalitesi düşük olgularda aşırı yüklemeyi önleyici protetik stratejilerin benimsenmesi önerilmektedir.

Huang vd., 2022, rijit ve non-rijit bağlantıların implant destekli protezlerdeki stres dağılımlarını incelemek amacıyla sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi kullanmışlardır. Araştırmada, rijit bağlantıların implantlar arasında daha homojen bir yük aktarımı sağladığı, bunun protez bütünlüğü açısından avantaj oluşturduğu, ancak özellikle implant boyun bölgesinde yüksek stres konsantrasyonlarına yol açtığı gözlemlenmiştir. Non-rijit bağlantı modellerinde ise, implant boyun bölgesindeki stres yoğunluğu azalmakla birlikte, özellikle

bağlantı noktalarında lokalize streslerin arttığı rapor edilmiştir. Bu sonuçlar, rijitliğin yük aktarımı ve stres dağılımı üzerindeki kritik rolünü ortaya koymaktadır. Bizim çalışmamızda da benzer bir yaklaşım uygulanmış, rijit ve non-rijit bağlantı modelleri oluşturularak vertikal ve oblik yüklemeler altında stres dağılımları incelenmiştir. Rijit bağlantı modellerinde, literatürde rapor edildiği gibi implant boyun bölgelerinde daha yüksek stres değerleri gözlenmiş ve bu durum rijitliğin lokalize stres konsantrasyonlarını artırabileceğini doğrulamıştır. Non-rijit bağlantılarda ise implant boyun bölgesindeki stres yoğunluğu nispeten azalmış, fakat bağlantı bölgelerinde lokal stres birikimleri ortaya çıkmıştır. Bu bulgular, (Huang vd., 2022) sonuçlarıyla uyumlu olarak, non-rijit bağlantıların esnekliğinin bazı bölgelerde stresin azalmasına yardımcı olduğunu, ancak protez bağlantı noktalarında dikkat gerektiren lokalize yüklenmelere neden olabileceğini göstermektedir.

Sevimay vd., 2005, farklı kemik yoğunluklarının implant çevresindeki stres dağılımına etkisini incelemek amacıyla üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (FEA) kullanmışlardır. Çalışmada, D2 kemik tipinde implant çevresindeki yüklerin daha homojen dağıldığı, stres konsantrasyonlarının düşük seviyelerde kaldığı, buna karşın D4 kemikte stresin belirli bölgelerde yoğunlaştığı ve implant boyun bölgelerinde kritik seviyelere ulaştığı rapor edilmiştir. Araştırmacılar, düşük yoğunluklu kemik yapısının yükleri yeterince dağıtamaması nedeniyle implant başarısı üzerinde risk oluşturabileceğini vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer bir yaklaşım izlenmiş, D2 ve D4 kemik modelleri altında vertikal ve oblik yüklemeler uygulanmıştır. Bulgularımız, (Sevimay vd., 2005) tarafından rapor edilen sonuçlarla uyum göstermiştir; özellikle D4 kemik modellerinde, implant boyun ve kortikal kemik bölgelerinde stres yoğunluğu artmış ve oblik yüklemeler altında kritik seviyelere ulaşmıştır. D2 kemik modellerinde ise stres dağılımı daha dengeli olmuş ve yüksek stres konsantrasyonları gözlenmemiştir. Bu sonuçlar, kemik yoğunluğunun implant biyomekaniği üzerindeki belirleyici rolünü bir kez daha ortaya koymakta, düşük yoğunluklu kemik yapılarında yük dağılımını optimize edecek klinik stratejilerin önemini vurgulamaktadır. Ayrıca, oblik yüklemelerin D4 kemik modellerinde lokalize stresleri artırdığı gözlemi, implant planlamasında yük yönünün dikkatle seçilmesi gerektiğini göstermektedir.

Meriç vd., 2011, protezlerde kullanılan altyapı materyalinin rijitliğinin implant ve çevresindeki kemik dokusuna uygulanan stres dağılımı üzerindeki etkilerini incelemiştir. Araştırmada, yüksek rijitliğe sahip metal altyapıların, yükleri implantlara ve kemik dokusuna daha doğrudan ilettiği ve bu nedenle özellikle bağlantı bölgelerinde stresin belirgin şekilde arttığı gözlemlenmiştir. (Meriç vd., 2011), bu durumun protez tasarımında hem materyal

seçiminin hem de bağlantı geometrisinin biyomekanik açıdan kritik öneme sahip olduğunu vurgulamıştır. Bizim alışmamızda da benzer bir yaklaşım benimsenmiş, rijit metal altyapı kullanılarak implant ve diş yapıları altında vertikal ve oblik yüklemeler uygulanmıştır. Elde edilen bulgular, (Meriç vd., 2011)'inin sonuçlarıyla uyum göstermiştir; metal altyapının rijit yapısı nedeniyle özellikle implant-diş ve implant-altyapı bağlantı bölgelerinde stres değerlerinin yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, rijit altyapıların yk iletiminde etkin olmasına karşın, lokalize stres birikimlerine yol açabileceğini ve klinik uygulamalarda dikkatli planlama gerektirdiğini göstermektedir. Sonuç olarak, hem literatür hem de çalışmamız, altyapı rijitliğinin implant biyomekaniğinde belirleyici bir faktör olduğunu ve yüksek rijitlikte stresin bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığını ortaya koymaktadır. Bu bulgu, protez tasarımında materyal seçimi ve bağlantı geometrisinin optimize edilmesi gerektiğini desteklemektedir.

Yamanishi vd., 2012 , implantlarda maksimum stresin özellikle boyun bölgesinde yoğunlaştığını ve bu durumun abutment ile implant arasındaki bağlantı geometrisinden kaynaklandığını rapor etmiştir. Araştırmada, rijit abutment yapısının yükleri doğrudan implant boyun bölgesine ilettiği ve bu bölgede lokalize stres birikimlerinin olduğu gözlemlenmiştir. Yazarlar, boyun bölgesindeki bu yüksek stresin uzun vadede kortikal kemik rezorpsiyonu ve implant başarısızlığı riskini artırabileceğini vurgulamıştır. Bizim alışmamızda da benzer şekilde, hem rijit hem de non-rijit bağlantı modelleri altında implant boyun bölgelerinde maksimum stres değerleri kaydedilmiştir. Özellikle abutment bağlantı alanlarında yoğun stres birikimleri gözlenmiş, rijit bağlantıların yük dağılımını homojenleştirme avantajına rağmen boyun bölgesinde lokal stres artışına neden olduğu doğrulanmıştır. Non-rijit modellerde ise boyun bölgesindeki maksimum stres biraz azalmış, ancak bağlantı noktalarında belirgin lokalize stresler oluşmuştur. Bu sonuçlar, (Yamanishi vd., 2012) bulgularıyla uyum göstermekte ve abutment tasarımının implant biyomekaniğinde kritik bir rol oynadığını desteklemektedir. Ayrıca, hem literatür hem de bizim bulgularımız, implant boyun bölgesindeki stres birikimlerinin yükleme yönüne ve bağlantı rijitliğine bağlı olarak değiştiğini ve klinik planlamada bu faktörlerin optimize edilmesinin implant başarısı için önem taşıdığını ortaya koymaktadır.

Shende vd., 2021, implant-abutment bağlantısının biomekanik davranışını incelemek amacıyla gerçekleştirdikleri çalışmalarında, özellikle oblik yüklemelerin implant boyun bölgesinde belirgin stres konsantrasyonlarına yol açtığını göstermiştir. Araştırmacılar, bu stres artışının, implant-abutment bağlantısı üzerinden kemiğe iletilen bükülme momentlerinden

kaynaklandığını ve özellikle düşük yoğunluklu kemiklerde boyun bölgesinde lokalize stres birikimlerinin daha kritik olabileceğini rapor etmişlerdir. (Shende vd., 2021), bu durumun implant tasarımında yük yönünün önemini ve klinik uygulamalarda doğru yükleme senaryolarının seçilmesini zorunlu kıldığını vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer bir yaklaşım izlenmiş, implant modelleri hem vertikal hem de 30° oblik yüklemeler altında analiz edilmiştir. Bulgular, (Shende vd., 2021) tarafından rapor edilen sonuçlarla uyum göstermiştir; oblik yüklemeler altında implant boyun bölgelerinde stres değerleri, vertikal yüklemeye kıyasla anlamlı derecede artmıştır. Bu gözlem, yük yönünün implant boyun stres dağılımını doğrudan etkilediğini ve klinik planlamada oblik yüklerin özellikle boyun bölgesinde lokalize stres riskini artırabileceğini göstermektedir. Sonuç olarak, hem literatür hem de bizim bulgularımız, abutment bağlantısı ve yük yönünün implant boyun stresini belirlemede kritik olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durum, implant tasarımında ve klinik uygulamalarda, boyun bölgesindeki lokal stres birikimini minimize edecek stratejilerin geliştirilmesinin önemini desteklemektedir.

Has & Orbak, 2025, implant biyomekaniği üzerine yaptığı çalışmalarında, kortikal kemiğin rijit yapısı nedeniyle uygulanan yükleri daha etkin bir şekilde taşıdığını ve bu durumun stresin yoğunlaştığı bölgelerde özellikle boyun bölgesinde gözlemlendiğini rapor etmiştir. Araştırmacı, trabeküler kemikte ise düşük rijitlik nedeniyle streslerin daha düşük yoğunlukla dağıldığını ve bu yapının yükleri homojen bir şekilde iletmede sınırlı kaldığını belirtmiştir. (Has & Orbak, 2025), bu farklılıkların implant yerleşiminde kemik yoğunluğunun önemini vurguladığını ve düşük yoğunluklu kemiklerde yük dağılımının optimize edilmesinin implant başarısı için kritik olduğunu öne sürmüştür. Bizim çalışmamızda da benzer bir yaklaşım izlenmiş, kortikal ve trabeküler kemik modelleri altında hem vertikal hem de oblik yüklemeler uygulanmıştır. Bulgular, (Has & Orbak, 2025) sonuçlarıyla uyumlu olarak, en yüksek stres değerlerinin kortikal kemikte, özellikle implant boyun bölgelerinde gözlemlendiğini göstermiştir. Öte yandan, trabeküler kemikte stres değerleri belirgin biçimde daha düşük olmuş ve yük dağılımı daha homojen bir şekilde gerçekleşmiştir. Bu bulgular, kemik yoğunluğunun implant biyomekaniği üzerindeki belirleyici rolünü doğrulamakta ve düşük yoğunluklu kemik bölgelerinde stres birikimini azaltacak klinik stratejilerin önemini vurgulamaktadır.

Çalışmamızda rijit ve non-rijit bağlantılar karşılaştırıldığında, non-rijit bağlantılı modellerde stresin daha çok bağlantı bölgelerinde yoğunlaştığı, rijit bağlantılı modellerde ise implant boyun bölgesinde belirginleştiği görülmüştür. Bu durum, literatürdeki bulgularla

uyumludur. (Assunção vd., 2009), rijit bağlantıların implant çevresi kemiğe daha fazla stres ilettiğini, non-rijit bağlantıların ise metal altyapı üzerinde gerilme yoğunlaşmasına yol açtığını bildirmiştir. Benzer şekilde, (Oruc vd., 2008) non-rijit bağlantının stresi dağıtıcı etkisi olduğunu ancak bağlantı bölgesinde lokalize stres birikimi meydana getirdiğini vurgulamıştır.

D2 ve D4 kemik tiplerinde yapılan analizler göstermiştir ki düşük yoğunluklu kemikte (D4), hem implant hem de kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. D2 kemikte ise stresin daha homojen dağıldığı görülmüştür. (Ceddia vd., 2025), benzer şekilde, düşük yoğunluklu kemiklerde stres yoğunlaşmasının arttığını ve implant başarısızlığının daha yüksek risk taşıdığını rapor etmiştir. (V vd., 2024) de kemik yoğunluğunun, implant biyomekaniğinde belirleyici faktörlerden biri olduğunu ve özellikle trabeküler kemikteki stres dağılımının implant stabilitesi üzerinde kritik rol oynadığını bildirmiştir.

Çalışmamızda oblik yüklemde stres değerlerinin, vertikal yüklemeye göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Özellikle oblik yükleme altında implant boyun bölgesinde ve metal altyapının bağlantı bölgelerinde maksimum stres değerleri rapor edilmiştir. Bu bulgu literatürdeki birçok çalışma ile uyumludur. (Deniz & Yurttutan, 2025) oblik kuvvetlerin implant çevresinde stres konsantrasyonunu artırdığını ve marjinal kemik kaybına neden olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca (Avağ & Akkocaoğlu, 2023), oblik kuvvetlerin implant ve protetik bileşenlerde başarısızlık riskini artırdığını göstermiştir.

Bulgularımıza göre kortikal kemikte maksimum stres genellikle implantın boyun bölgesinde yoğunlaşırken, trabeküler kemikte ise implant-kemik birleşim alanında stres birikimi gözlenmiştir. Bu durum, (Zhang vd., 2023) belirttiği gibi implant çevresinde marjinal kemik kaybının en sık görüldüğü bölgelerin implant boyun kısmında olduğunu desteklemektedir. Ayrıca (Zhang vd., 2023), kemik tipine bağlı olarak trabeküler ve kortikal bölgelerde stres farklılıklarının implant başarısı üzerinde doğrudan etkili olduğunu vurgulamıştır.

Çalışmamızda metal altyapıdaki maksimum stres değerlerinin özellikle non-rijit bağlantılı modellerde ve oblik yükleme altında ortaya çıktığı gözlenmiştir. Bu durum, bağlantı tipinin protez tasarımında kritik bir rol oynadığını göstermektedir. Yüzeysel streslerin en fazla dış ile altyapının temas ettiği bölgelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu bulgular, (Mosharraf vd., 2021b) tarafından yapılan sonlu elemanlar analizleri ile paralellik göstermektedir. Dış yapılarında ise maksimum stres mine-sement birleşiminin apikalinde ve kemik içi bölgelerde

gözenmiş, bu da diş destekli protezlerde periodontal dokuların stres absorbe edici rolünü bir kez daha ortaya koymuştur.

Bu çalışmanın sonuçları klinik açıdan değerlendirildiğinde, implant destekli sabit protez tasarımlarında bağlantı tipinin, kemik kalitesinin ve yükleme yönünün dikkate alınmasının zorunlu olduğu ortaya çıkmaktadır. Özellikle düşük yoğunluklu kemiklerde ve oblik kuvvetler altında stres değerleri kritik seviyelere ulaşabilmekte, bu da implant çevresi kemikte rezorpsiyon riskini artırmaktadır. Ayrıca non-rijit bağlantıların metal altyapıda stres yoğunlaşmasına neden olması, protez kırıklarının önlenmesi için tasarımsal önlemler alınmasını gerektirmektedir.

Diş implantolojisi ve protetik biyomekanik çalışmalarında, Finite Element Analizi (FEA) günümüzde standart bir araştırma aracı olarak kabul edilmektedir. FEA, karmaşık geometrik yapılar, heterojen materyaller ve farklı yükleme senaryolarını sayısal olarak simüle edebilme imkânı sunarak, klinik olarak uygulanması zor veya imkânsız deneysel koşulları laboratuvar ortamına taşımaktadır (Trivedi, 2014). Bu yöntem, implant, abutment, protez ve çevre kemik yapısı arasındaki stres ve deformasyon dağılımlarını ayrıntılı şekilde incelemeye olanak tanır.

Literatürde, FEA'nın başlıca avantajlarından biri, yükleme koşullarının ve sınır koşullarının kontrollü bir şekilde uygulanabilmesidir (Paracchini vd., 2020). Diş implant sistemlerinde, farklı yük yönleri (vertikal, oblik) ve büyüklükleri simüle edilebilmekte; böylece klinik senaryolara yakın yükleme durumları oluşturulmaktadır. Ayrıca, FEA sayesinde implant-abutment arayüzünde veya kemik-implant temas bölgelerinde oluşan lokalize stres yoğunlukları sayısal olarak belirlenebilir ve bu bölgelerde olası başarısızlık riskleri önceden öngörülebilir (Prados-Privado vd., 2020).

FEA, aynı zamanda farklı malzeme özelliklerinin etkilerini karşılaştırmak için de ideal bir yöntemdir. Örneğin, rijit ve non-rijit bağlantıların veya farklı metal altyapı materyallerinin implant ve kemik üzerindeki yük iletimini simüle etmek literatürde yaygın bir uygulamadır (Liu vd., 2019). Bu sayede, çeşitli tasarım parametrelerinin biyomekanik performans üzerindeki etkileri önceden değerlendirilerek, klinik uygulamalara yönelik optimize edilmiş protetik çözümler geliştirilebilir.

Bununla birlikte, FEA, deneysel yöntemlerle kıyaslandığında hem zaman hem de maliyet açısından avantaj sağlar. Fiziksel prototip üretimi veya canlı modeller üzerinde yapılacak testler, yüksek maliyet ve etik sınırlamalar nedeniyle sınırlı sayıda

gerçekleştirilebilirken, FEA çoklu senaryoları kısa sürede ve tekrarlanabilir şekilde analiz etme imkânı sunar (Varrassi vd., 2025). Ayrıca, FEA sayesinde implant yerleşimi, kemik yoğunluğu ve yükleme açıları gibi parametrelerin değişimi sistematik olarak incelenebilir; bu, klinik rehberlik ve hasta özel planlamalar açısından değerli bilgiler sağlar.



6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı implant konfigürasyonları, kemik yoğunlukları ve bağlantı tipleri kullanılarak implant destekli protezlerin maruz kaldığı kuvvetler sonucu ortaya çıkan stres dağılımlarının değerlendirilmesi amaçlanarak gerçekleştirilen bu çalışmada:

1. Farklı kemik yoğunlukları (D2 ve D4), implant bağlantı tipleri (rijit ve non-rijit) ve yükleme senaryoları altında, protez, implant ve çevre kemik dokusunda oluşan stres seviyelerinin değişkenlik gösterdiği ve tüm stres değerlerinin biyolojik sınırlar dahilinde olduğu tespit edilmiştir.
2. Rijit bağlantı modellerinde implant boyun bölgelerinde ve abutment bağlantı noktalarında daha yüksek stres değerleri gözlemlenirken, non-rijit bağlantılar lokalize stres birikimlerini azaltmış ancak bağlantı alanlarında stres yoğunlaşması oluşturmuştur.
3. Oblik yükleme senaryoları, vertikal yüklemelere kıyasla implant boyun bölgelerinde ve çevre kemikte daha yüksek stres seviyelerine yol açmıştır; bu durum, yük yönünün stres dağılımını doğrudan etkilediğini göstermektedir.
4. D4 kemik yoğunluğuna sahip modellerde stres konsantrasyonları daha yüksek bulunmuş, özellikle implant boyun bölgelerinde kritik seviyelere yaklaşmıştır. D2 kemik modellerinde ise stres dağılımı daha dengeli olmuştur.
5. Metal altyapı kullanımı, rijitliği nedeniyle özellikle bağlantı noktalarında yüksek stres değerlerine yol açarken, implant ve çevre kemikte genel stres dağılımının homojenliği sağlanmıştır.
6. Oblik yüklemeler altında distal implant çevresinde stres yoğunluğu daha belirgin olarak gözlemlenmiş, bu da kantilever etkisi ve yük yönüne bağlı lokalize stres oluşumunu desteklemektedir.
7. Hem rijit hem de non-rijit bağlantı tiplerinde kortikal kemik, trabeküler kemiğe kıyasla daha yüksek stres değerleri göstermiştir; bu bulgu, kemik rijitliğinin yük iletiminde belirleyici olduğunu doğrulamaktadır.
8. Klinik olarak, düşük yoğunluklu kemik bölgelerinde veya oblik yüklemelerin yoğun olduğu senaryolarda, bağlantı geometrisi ve implant yerleşiminin optimize edilmesi, lokalize stres birikimlerini azaltarak implant sağ kalımını artırabilir.
9. Sonuç olarak, rijit bağlantıların ve doğru kemik-implant konfigürasyonlarının seçimi, implant destekli protezlerin uzun dönem biyomekanik stabilitesini ve güvenli yük iletimini sağlamada kritik öneme sahiptir.

7.KAYNAKÇA

- Al-Omiri, M. K., Al-Masri, M., Alhijawi, M. M., & Lynch, E. (2017). Combined Implant and Tooth Support: An Up-to-Date Comprehensive Overview. *International Journal of Dentistry*, 2017, 1-11. <https://doi.org/10.1155/2017/6024565>
- Assunção, W. G., Barao, V. A. R., Tabata, L. F., De Sousa, E. A. C., Gomes, E. A., & Delben, J. A. (2009). Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology*, 26(4), 273-281. <https://doi.org/10.1111/J.1741-2358.2008.00268.X>
- Avağ, C., & Akkocaoğlu, M. (2023). The evaluation of stress on bone level and tissue level short implants: A Finite Element Analysis (FEA) study. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(1). <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2022.09.019>
- Bhattacharjee, B., Saneja, R., Singh, A., Dubey, P. K., & Bhatnagar, A. (2022). Peri-implant stress distribution assessment of various attachment systems for implant supported overdenture prosthesis by finite element analysis - A systematic review. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 12(6), 802-808. <https://doi.org/10.1016/J.JOBCR.2022.09.002>
- 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*, 20(1), 16-28. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00654.x>
- Ceddia, M., Montesani, L., Comuzzi, L., Cipollina, A., Deporter, D. A., Di Pietro, N., & Trentadue, B. (2025). The Influence of Insertion Torque on Stress Distribution in Peri-Implant Bones Around Ultra-Short Implants: An FEA Study. *Journal of Functional Biomaterials*, 16(7). <https://doi.org/10.3390/JFB16070260>
- Chee, W. W., & Mordohai, N. (2010). Tooth-to-Implant Connection: A Systematic Review of the Literature and a Case Report Utilizing a New Connection Design. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(2), 122-133. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00144.x>
- de Paula, G. A., Silva, G. C., Vilaça, Ê. L., Cornacchia, T. M., de Magalhães, C. S., & Moreira, A. N. (2018). Biomechanical Behavior of Tooth-Implant Supported Prostheses With Different Implant Connections: A Nonlinear Finite Element Analysis. *Implant dentistry*, 27(3), 294-302. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000737>
- Deniz, B., & Yurttutan, M. E. (2025). Biomechanical evaluation of conventional, zygomatic, zygomatic bone anchored subperiosteal and maxilla anchored subperiosteal implants applied totally edentulous maxilla: finite element stress analysis. *BMC oral health*, 25(1). <https://doi.org/10.1186/S12903-025-06387-3>
- Djebbar, N., Serier, B., Bouiadjra, B. B., Benbarek, S., & Draï, A. (2010). Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials & Design*, 31(4), 2097-2101. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2009.10.042>

- Dorado, S., Arias, A., & Jimenez-Octavio, J. R. (2022). Biomechanical Modelling for Tooth Survival Studies: Mechanical Properties, Loads and Boundary Conditions-A Narrative Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(21). <https://doi.org/10.3390/MA15217852>
- El-Anwar, M. I., El-Taftazany, E. A., Hamed, H. A., & Abd Elhay, M. A. (2017). Influence of Number of Implants and Attachment Type on Stress Distribution in Mandibular Implant-Retained Overdentures: Finite Element Analysis. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 5(2), 244-249. <https://doi.org/10.3889/OAMJMS.2017.047>
- Eric, J., Bjelovic, L., Radovic, I., Krunic, J., Milic-Lemic, A., Gupta, N., & Ali, K. (2024). Effect of Prosthetic Material and Support Type on Stress Distribution of Fixed Partial Dentures: A Finite Element Study. *Ceramics*, 7(3), 1204-1217. <https://doi.org/10.3390/CERAMICS7030079>
- Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle orthodontist*, 74(1), 3-15. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2)
- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>
- Greenstein, G., Cavallaro, J., Smith, R., & Tarnow, D. (2009). Connecting teeth to implants: a critical review of the literature and presentation of practical guidelines. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. □: 1995)*, 30(7), 440-453.
- Gümrükçü, Z., & Kurt, S. (2018). Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İmplant Cerrahisinde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017(2017). <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.296433>
- Gündoğdu, T. M., Erkmén, E., & Gündoğdu, Ö. Ö. (2022). Dental İmplantolojide Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Yapılabilen Değerlendirmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(3), 354-359. <https://doi.org/10.54617/ADOKLINIKBILIMLER.1094962>
- Güven, S., Eratilla, V., Beydemir, K., & Dünder, S. (2015). The evaluation of stress distributions in 3 and 5 unit dental and implant supported fixed zirconia restorations: finite element analysis. İçinde *Official Publication of Cumhuriyet University Faculty of Dentistry Cumhuriyet Dental Journal* (C. 16, Sayı 2, ss. 2146-2852). Sivas Cumhuriyet Üniversitesi. <https://doi.org/10.7126/cdj.58140.5000079872>
- Has, L. C., & Orbak, R. (2025). Effect of Bone Quality, Implant Length, and Loading Timing on Stress Transmission in the Posterior Mandible: A Finite Element Analysis. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 12(8). <https://doi.org/10.3390/BIOENGINEERING12080888>
- Hita-Carrillo, C., Hernandez-Aliaga, M., & Calvo-Guirado, J.-L. (2010). Tooth-Implant connection: A bibliographic review. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, e387-e394. <https://doi.org/10.4317/medoral.15.e387>
- Huang, Y. C., Ding, S. J., Yuan, C., & Yan, M. (2022). Biomechanical analysis of rigid and non-rigid connection with implant abutment designs for tooth-implant supported

- prosthesis: A finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 17(1), 490-499. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2021.07.020>
- 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(1), 97-102. <https://doi.org/10.1034/J.1600-0501.2003.140113.X>
- Jacobs, R., & Van Steenberghe, D. (2006). From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(4), 282-292. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01621.x>
- Jeevanandam, Dr. L., Shakila, Dr. R., Harishnath, Dr. V, & Jagdish, Dr. S. (2019). Evaluation of stress between rigid and non-rigid connector design in implant supported prosthesis: An in vitro study. *International Journal of Orthopaedics Sciences*, 5(2), 923-926. <https://doi.org/10.22271/ortho.2019.v5.i2n.112>
- Juodzbaly, G., & Kubilius, M. (2013a). Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *Journal of oral & maxillofacial research*, 4(2), e2. <https://doi.org/10.5037/jomr.2013.4202>
- Juodzbaly, G., & Kubilius, M. (2013b). Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *Journal of oral & maxillofacial research*, 4(2). <https://doi.org/10.5037/JOMR.2013.4202>
- Khaohoen, A., Sornsuwan, T., Chaijareenont, P., Poovarodom, P., Rungsiyakull, C., & Rungsiyakull, P. (2023). Biomaterials and Clinical Application of Dental Implants in Relation to Bone Density-A Narrative Review. *Journal of clinical medicine*, 12(21). <https://doi.org/10.3390/JCM12216924>
- Krishnan, V., & Davidovitch, Z. (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 469.e1-469.e32. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.10.007>
- Lin, C.-L., Chang, S.-H., & Wang, J.-C. (2006). Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung medical journal*, 29(2), 143-153.
- 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(5), 441-449. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120503.x>
- Liu, T., Mu, Z., Yu, T., Wang, C., & Huang, Y. (2019). Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 22(6), 585-594. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1572120>
- Machado, A. C., Soares, P. V., Soares, C. de A., Reis, B. R., Zeola, L. F., & Raposo, L. H. A. (2025). Influence of occlusal loading type and cyclic fatigue on the mechanical behavior of sound maxillary premolars: a laboratory and 3D finite element analysis. *Brazilian Dental Journal*, 36, e24-6150. <https://doi.org/10.1590/0103-644020256150>

- Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., & Preti, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13(3), 369-376.
- 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(1), 25-32. <https://doi.org/10.1016/J.JDS.2011.02.005>
- Misch, C. E. . (2005). *Dental implant prosthetics*. Elsevier Mosby.
- Mosharraf, R., Molaei, P., Fathi, A., & Isler, S. (2021a). 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, 1-12. <https://doi.org/10.1155/2021/5977994>
- Mosharraf, R., Molaei, P., Fathi, A., & Isler, S. (2021b). 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. <https://doi.org/10.1155/2021/5977994>
- Mously, H. A., Naguib, G. H., Hashem, A. B. H., Abougazia, A. O., Binmahfooz, A. M., & Hamed, M. T. (2024). Influence of Connector Design on Displacement and Micromotion in Tooth-Implant Fixed Partial Dentures Using Different Lengths and Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Materials (Basel, Switzerland)*, 17(17). <https://doi.org/10.3390/MA17174416>
- Naert, I. E., Duyck, J. A. J., Hosny, M. M. F., Quirynen, M., & Van Steenberghe, D. (2001a). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research*, 12(3), 245-251. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003245.x>
- Naert, I. E., Duyck, J. A. J., Hosny, M. M. F., Quirynen, M., & Van Steenberghe, D. (2001b). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research*, 12(3), 245-251. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003245.x>
- Nanci, Antonio., & Ten Cate, A. R. . (2013). *Ten Cate's oral histology□: development, structure, and function*. Elsevier.
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006a). Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 67-74. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01162.x>
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006b). Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical oral implants research*, 17(1), 67-74. <https://doi.org/10.1111/J.1600-0501.2005.01162.X>
- Oruc, S., Eraslan, O., Tukay, H. A., & Atay, A. (2008). Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(3), 185-192. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60042-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60042-6)

- 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(3), 225-236. <https://doi.org/10.3390/PROSTHESIS2030019>
- Prados-Privado, M., Martínez-Martínez, C., Gehrke, S. A., & Prados-Frutos, J. C. (2020). Influence of Bone Definition and Finite Element Parameters in Bone and Dental Implants Stress: A Literature Review. *Biology*, 9(8), 1-17. <https://doi.org/10.3390/BIOLOGY9080224>
- Premnath, K., Sridevi, J., Kalavathy, N., Nagaranjani, P., & Sharmila, M. R. (2012). Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 555. <https://doi.org/10.1007/S13191-012-0189-7>
- Rosas-Díaz, J. C., Córdova-Limaylla, N. E., Palomino-Zorrilla, J. J., Guerrero, M. E., Carreteros, R., Cervantes-Ganoza, L. A., & Cayo-Rojas, C. F. (2022). Repeatability and Reproducibility of a Modified Lekholm and Zarb Bone Quality Classification Based on Cone Beam Computed Tomography: An Observasion Study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 14(4), 278-286. https://doi.org/10.4103/JISPCD.JISPCD_291_21
- Rosas-Díaz, J. C., Cordova-Limaylla, N. E., Palomino-Zorrilla, J. J., Guerrero, M. E., Carreteros, R., Cervantes-Ganoza, L. A., & Cayo-Rojas, C. F. (2024). Repeatability and Reproducibility of a Modified Lekholm and Zarb Bone Quality Classification Based on Cone Beam Computed Tomography: An Observasion Study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 14(4), 278-286. https://doi.org/10.4103/jispcd.jispcd_291_21
- Schlumberger, T. L., Bowley, J. F., & Maze, G. I. (1998). Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 199-203. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70110-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70110-6)
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., & Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019>
- Shende, S., Jadhav, A., Edake, D., Patil, A., Patil, H., & Agrawal, N. (2021). Analysis of Stress Distribution on the Bone around an Implant Placed in the Anterior Maxilla Using Three Different Abutment Angulations by Means of Finite Element Analysis. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 13(Suppl 2), S1591-S1596. https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_305_21
- Sugiura, T., Yamamoto, K., Horita, S., Murakami, K., Tsutsumi, S., & Kirita, T. (2017). Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: an in vitro experiment and finite element analysis. *Journal of periodontal & implant science*, 47(4), 251-262. <https://doi.org/10.5051/JPIS.2017.47.4.251>

- Topkaya, T., Solmaz, M. Y., Dündar, S., & Eltas, A. (2015). NUMERICAL ANALYSIS OF THE EFFECT OF IMPLANT GEOMETRY TO STRESS DISTRIBUTIONS OF DENTAL IMPLANT SYSTEM. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(1), 17. <https://doi.org/10.7126/cdj.58140.5000037693>
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200-203. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>
- V, S., Harris, M., Abraham, S., Venkitachalam, R., Nair, S. S., & Mathew, A. (2024). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different complex macro designs in commercially available implants: An in-vitro study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 14(6), 761-766. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2024.10.003>
- Valente, F., Marrocco, A., & Falcinelli, C. (2025). Impact of physiological and non-physiological loading scenarios and crown material on periimplant bone stress distribution: A 3D finite element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 163, 106894. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2025.106894>
- Varrassi, G., Leoni, M. L. G., Al-Alwany, A. A., Sarzi Puttini, P., & Fari, G. (2025). Bioengineering Support in the Assessment and Rehabilitation of Low Back Pain. *Bioengineering*, 12(9), 900. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12090900>
- Yadav, K., Kumar, S., Aggarwal, R., Kaur, I., Goyal, A., Sharma, R., & Banjara, S. (2025). Finite Element Analysis of Platform Switching Effects on Stress Distribution in Posterior Implants Placed in Different Bone Types Under Axial and Oblique Loading Conditions. *Cureus*, 17(6). <https://doi.org/10.7759/CUREUS.86821>
- Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., & Yatani, H. (2012). Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, 28(11), 1126-1133. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.160>
- Zhang, C., Zeng, C., Wang, Z., Zeng, T., & Wang, Y. (2023). Optimization of stress distribution of bone-implant interface (BII). *Biomaterials Advances*, 147. <https://doi.org/10.1016/j.bioadv.2023.213342>

8. EKLER

8.1. Orjinallik Raporu

İMLANT-DİŞ DESTEKLİ SABİT PROTETİK TEDAVİLERİN FARKLI
KEMİK DANSİTELERİNDE, FARKLI BAĞLANTI SEÇENEKLERİNİN 3
BOYUTLU SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZİYLE
İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	EN	% 2	% 3	% 7
BENZERLİK ENDEKSİ		İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Konya Necmettin Erbakan University Öğrenci Ödevi	% 7
2	www.researchsquare.com İnternet Kaynağı	% 1
3	Musa Erdem, Mehmet Zahit BAŞ. "Effect of Carbon Fiber Reinforced Peek on Stabilization of Sagittal Split Ramus Osteotomy Fixation and Stresses on Temporomandibular Joint: 3d Finite Element Analysis Study", Journal of Medical and Biological Engineering, 2024 Yayın	<% 1
4	www.ncbi.nlm.nih.gov İnternet Kaynağı	<% 1
5	e-kjo.org İnternet Kaynağı	<% 1

- | | | |
|--|---|----------------|
| <div style="background-color: #8B4513; color: white; display: inline-block; width: 20px; height: 20px; text-align: center; line-height: 20px;">6</div> | <p>Juneja, Suniya. "A Comperative Evaluation of the Effect of Different Ceramic Systems for Superstructures on Distrabution of Stresses in Implants and Different Bone Densities - 3D Finete Elements Study", Rajiv Gandhi University of Health Sciences (India), 2023</p> <p>Yayın</p> | <p><% 1</p> |
| <hr/> | | |
| <div style="background-color: #8B4513; color: white; display: inline-block; width: 20px; height: 20px; text-align: center; line-height: 20px;">7</div> | <p>Omer Faruk Guduk, Efe Can Sivrikaya, Nagehan Yilmaz, Ozgul Baygin, Tamer Tuzuner. "Is zirconium or stainless steel the most suitable crown material for less dentin stress in endodontically treated teeth?", Technology and Health Care, 2022</p> <p>Yayın</p> | <p><% 1</p> |
| <hr/> | | |
| <div style="background-color: #0056b3; color: white; display: inline-block; width: 20px; height: 20px; text-align: center; line-height: 20px;">8</div> | <p>Arzum YILMAZ, Sedat ÇETİNER, Ilgin ARI. "THE EVALUATION OF PATHOLOGIC FRACTURE RISK AND RESIDUAL BONE HEIGHT IN UNICORTICAL AND BICORTICAL MANDIBULAR CORPUS DEFECTS: A 3D FINITE ANALYSIS", Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology, 2024</p> <p>Yayın</p> | <p><% 1</p> |
| <hr/> | | |
| <div style="background-color: #800080; color: white; display: inline-block; width: 20px; height: 20px; text-align: center; line-height: 20px;">9</div> | <p>Ece Tan, Merve Nur Eglenen. "The effectiveness of the attachment position in rotated premolar in clear aligner treatment: a finite element study", BMC Oral Health, 2025</p> <p>Yayın</p> | <p><% 1</p> |

10	Guleser Akdemir, Hande Gorucu-Coskuner. "Comparison of different maxillary advancement protocols in patients with unilateral cleft lip and palate: a finite element analysis", Clinical Oral Investigations, 2024 Yayın	<% 1
11	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
12	Efe Sivrikaya, Onur Yilmaz. "Comparison of Extramaxillary Anchored Implants, Tilted Implants, or Sinus Elevation Concepts on Stress Distribution in Atrophic Maxilla: A Finite Element Analysis", The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2022 Yayın	<% 1
13	Leyla Tutus, Ozge Parlar Oz, Irem Karagozoglu. "Mechanical behavior of esthetic CAD/CAM post-core restorations: a 3D finite element analysis", BMC Oral Health, 2025 Yayın	<% 1
14	Elif Ozturk Bayazit, Nadine von Krockow, Ricardo Curcio. "Stress Distribution of Different Anterior Single Implants: A 3D Finite Element Analysis", Research Square Platform LLC, 2024 Yayın	<% 1

15 Jahan, Merina. "Molecular Modeling of Tethered Polyelectrolytes for Novel Biomedical Applications", University of South Carolina, 2020 <% 1

16 Elifnur Güzelce Sultanoğlu, Zeliha Betül Özsağır, Alanur Çiftçi Şişman, Emre Tokar. "Evaluation of the Effect of Cortical Bone Thickness on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prostheses", Journal of Medical and Biological Engineering, 2023 <% 1

Alıntıları çıkart

Kapat

Eşleşmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografayı Çıkart

Kapat