



**T.C.
Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü**

**İNSAN FEMURUNDA EKSENEL ve YANAL DARBE
YÜKÜNE MARUZ KALAN KEMİK-İMLANT SİSTEMİNİN
ANALİZİ**

Okan MADEN

Yüksek Lisans Tezi

**İNSAN FEMURUNDA EKSENEL ve YANAL DARBE YÜKÜNE MARUZ
KALAN KEMİK-İMLANT SİSTEMİNİN ANALİZİ**

Okan MADEN



T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN FEMURUNDA EKSENEL ve YANAL DARBE YÜKÜNE MARUZ
KALAN KEMİK-İMLANT SİSTEMİNİN ANALİZİ**

Okan MADEN
501710097

Dr. Öğr. Üyesi Kenan TÜFEKÇİ
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA – 2022
Her Hakkı Saklıdır

TEZ ONAYI

Okan MADEN tarafından hazırlanan “İNSAN FEMURUNDA EKSENEL ve YANAL DARBE YÜKÜNE MARUZ KALAN KEMİK-İMLANT SİSTEMİNİN ANALİZİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

- Danışman** : Dr. Öğr. Üyesi Kenan TÜFEKÇİ
- Başkan** : Dr. Öğr. Üyesi Mümin TUTAR İmza
0000-0002-7286-3433
Milli Savunma Üniversitesi,
Hava Astsubay Meslek Yüksek Okulu,
Teknoloji Bilimleri Bölümü
- Üye** : Dr. Öğr. Üyesi Kenan TÜFEKÇİ İmza
0000-0001-5358-1396
Bursa Uludağ Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
- Üye** : Dr. Öğr. Üyesi Betül GÜLÇİMEN ÇAKAN İmza
0000-0003-1739-1143
Bursa Uludağ Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Hüseyin Aksel EREN
Enstitü Müdürü
21/02/2022

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI

B.U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

17/02/2022

Okan Maden

TEZ YAYINLANMA FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezin/raporun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma izni Bursa Uludağ Üniversitesi'ne aittir. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet hakları ile tezin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları tarafımıza ait olacaktır. Tezde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederiz.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında, yönerge tarafından belirtilen kısıtlamalar olmadığı takdirde tezin YÖK Ulusal Tez Merkezi / B.U.Ü. Kütüphanesi Açık Erişim Sistemi ve üye olunan diğer veri tabanlarının (Proquest veri tabanı gibi) erişimine açılması uygundur.

Kenan TÜFEKÇİ
03/01/2022

Okan MADEN
03/01/2022

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

İNSAN FEMURUNDA EKSENEL ve YANAL DARBE YÜKÜNE MARUZ KALAN KEMİK-İMLANT SİSTEMİNİN ANALİZİ

Okan MADEN

Bursa Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Kenan TÜFEKÇİ

Bu çalışmada uyluk (femur) kemiği gövdesinde meydana gelen kırıkları tedavi etmek için halihazırda kullanılan implantlara alternatif olarak 4 yeni tasarım implant sunulmuş ve implant-kemik sistemindeki kemik üzerine gelen gerilme azaltılmıştır.

Halihazırda kullanılan 3 implant, üretici kataloglarından seçilmiştir. ANSYS 19.2 programında dinamik ve statik analizler yapılmıştır. Analiz sonuçlarına göre 4 yeni implant tasarımı yapılmıştır. İmplant-kemik sistemine yatay ve dikey yönlerde 3 m/s, 4 m/s ve 5 m/s hızlarında 80 kg olduğu varsayılan ağırlığın darbe modellemeleri yapılmıştır. Analiz sonuçlarına göre Tasarım-1 implant kullanılarak ekselel yönden gelen kuvvetin kemikte oluşturduğu gerilme sağlam kemiğe göre %38,7 oranında, eksene dik yönden gelen kuvvetin kemikte oluşturduğu gerilme ise %28,3 oranında azaltılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Dinamik ve Statik Analiz, Kırık Kemikler, İmplant
2022, xiii + 102 sayfa

ABSTRACT

MSc Thesis

ANALYSIS OF HUMAN FEMUR-IMPLANT SYSTEM SUBJECTED TO AXIAL AND LATERAL IMPACT LOADING

Okan MADEN

Bursa Uludağ University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Dr. Kenan TÜFEKÇİ

This study proposed 4 different alternative implant design that can be used for the treatment of femoral fractures in order to decrease stress distribution on the bone-implant interface especially in the condition of impact loading.

The numeric analysis of the most commonly using 3 implant design in orthopedic operations and 4 new implant design proposed in this study were performed by ANSYS 19.2 both static and dynamic loading conditions. In the analyses, impactor weight were assumed to be 80 kg and impact velocity were chosen as 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s. The best performance were obtained in Design 1 as the stresses due to vertical force were reduced in the rate of 37,8% and the stresses due to horizontal force were reduced in the rate of 28,3%.

Key words: Biomechanic, Dynamic and Static Analysis, Bone Fracture, Implant
2022, xiii + 102 pages

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Elinizdeki bu çalışmada uyluk (femur) kemiği gövdesinde meydana gelen kırıkları tedavi etmek için halihazırda kullanılan implantlara alternatif olarak 4 yeni tasarım implant sunulmuş ve ANSYS 19.2 programında statik ve dinamik analizleri yapılmıştır. İmplant-kemik sistemindeki kemik üzerine gelen gerilme azaltılmıştır.

Bu yüksek lisans tez çalışmamın hazırlanması süresince yardım, destek ve yönlendirmelerini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Kenan TÜFEKÇİ'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez süresince yardım ve desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım, Yüksek Makine Mühendisi Mardiros Engin'e, Yüksek Makine Mühendisi Yavuz Düzcan'a, Yüksek Makine Mühendisi Güven Özçelik'e, Makine Mühendisi Halil İbrahim Bedir'e teşekkürlerimi sunarım.

Tez süresince yanımda olan Sümeyye Ardıç'a teşekkürlerimi sunarım.

Ve hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	2
2.1. Kemik.....	2
2.2. Uyluk (Femur) kemiği.....	2
2.2.1. Femoral ofset.....	6
2.2.2. Femur kemiği hiyerarşik yapısı.....	7
2.2.3. Femur kemiğinin mekanik özellikleri.....	8
2.2.4. Trabeküler bölgenin mekanik davranışı.....	12
2.2.5. Femur kırılma dayanımı.....	13
2.2.6. Femur burulma mukavemeti.....	14
2.2.7. Femur basınç dayanımı.....	14
2.3. Kemik Hasarı.....	15
2.3.1. Hasar ve çatlak oluşumu.....	15
2.3.2. Hasarın kemik mekaniğine etkisi.....	16
2.4. Kemik Kırığı.....	16
2.4.1. Kırık sınıflandırması.....	19
2.5. İntramedüler Çivi.....	21
2.6. Plakalar.....	23
2.7. Malzeme Özellikleri.....	23
2.8. Sonlu Eleman Modeli.....	25
2.9. Sonlu Eleman Yöntemi.....	29
2.9.1. Temel tanımlar ve kavramlar.....	29
2.10. Ansys Analiz Temelleri.....	33
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	36
3.1. Analizlerde Kullanılan İmplantlar.....	36
3.1.1. Mevcut implant-1.....	36
3.1.2. Mevcut implant-2.....	37
3.1.3. Mevcut implant-3.....	38
3.1.4. Yeni tasarım-1 implant.....	39
3.1.5. Yeni tasarım-2 implant.....	39
3.1.6. Yeni tasarım-3 implant.....	40
3.1.7. Yeni tasarım-4 implant.....	40
3.2. Analiz Çalışması.....	41
3.2.1. Kemiğin sonlu elemanlar modeli.....	41
3.3. Analizlerde Kullanılan Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi.....	43
4. BULGULAR ve TARTIŞMA.....	45
4.1. Statik Analizler.....	45
4.1.1. Sağlam kemikte oluşan statik gerilmeler.....	46
4.1.2. Mevcut implant1- kırık kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler.....	47
4.1.3. Mevcut implant2-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler.....	49

	Sayfa
4.1.4. Mevcut implant3-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler	51
4.1.5. Yeni tasarım1-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler	53
4.1.6. Yeni tasarım2-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler	55
4.1.7. Yeni tasarım3-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler	57
4.1.8. Yeni tasarım4-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler	59
4.2. Dinamik Analiz	61
4.2.1. Sağlam kemikte oluşan dinamik gerilmeler	62
4.2.2. Mevcut İmplant1-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler.....	64
4.2.3. Mevcut İmplant2-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler.....	69
4.2.4. Mevcut İmplant3-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler.....	73
4.2.5. Yeni Tasarım1-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler	77
4.2.6. Yeni Tasarım2-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler	81
4.2.7. Yeni Tasarım3-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler	86
4.2.8. Yeni Tasarım4-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler	90
5. SONUÇ	95
KAYNAKLAR	98
ÖZGEÇMİŞ	102

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Simgeler	Açıklama
c	Ağırlık Merkezinden Kirişin Kenarına Olan Mesafe
A	Alan
r_d	Dış Yarıçap
$[d]$	Düğüm Yer Değiştirme Matrisi
E	Elastisite Modülü
$[r]$	Eleman Vektörü
σ_e	Eğilme Gerilmesi
M	Eğilme Momenti
I	Eylemsizlik Momenti
σ	Gerilme
r_i	İç Yarıçap
t	Kalınlık
τ	Kesme Gerilmesi
L	Kiriş Uzunluğu
F	Kuvvet
δ_{max}	Maksimum Sapma
J	Polar Atalet Momenti
k	Rijitlik
$[k]$	Rijitlik Matrisi
T	Tork
d	Yer Değiştirme

Kısaltmalar

Kısaltmalar	Açıklama
ATO	Amerikan Ortopedik Travma Derneği
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen-Ostesentez Çalışma Grubu
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
BT	Bilgisayarlı Tomografi
ALFN	Expert Adolescent Lateral Femoral Çivi
HU	Hounsfield Unit
SD	Serbestlik Derecesi
FEA	Sonlu Eleman Analizi
FEM	Sonlu Elemanlar Yöntemi

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Erkek bireyin ayakta dururken ki femur konumu.....	3
Şekil 2.2. İnsan uyluk kemiği antropometrisini gösteren açıklayıcı diyagramlar (Bettamer 2013'ten değiştirilerek alınmıştır).....	3
Şekil 2.3. Boyun diyafiz açısı (Renner 2007).....	4
Şekil 2.4. Trabeküller bölgeler (Renner 2007'den değiştirilerek alınmıştır).....	5
Şekil 2.5. Trabeküler kemik üzerindeki basma ve çekme çizgileri (Güngörürler 2017 ve Chang 1994'ten değiştirilerek alınmıştır).....	6
Şekil 2.6. Femoral ofset ile değişen moment kolu (Güngörürler 2017).....	7
Şekil 2.7. Femur kemiği hiyerarşik yapısı (Bettamer 2014'ten değiştirilerek alınmıştır).....	7
Şekil 2.8. Femur mekanik eksenini (Açan 2015).....	9
Şekil 2.9. Femur başına çizilen teğetler yardımıyla femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015).....	9
Şekil 2.10. Femur başına çizilen kare ve köşegenleri yardımıyla femur başı merkezi bulunması (Açan 2015).....	9
Şekil 2.11. Mose halkaları ile femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015).....	10
Şekil 2.12. Gonyometre ile femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015).....	10
Şekil 2.13. Femur distal eklem yüzü merkezinin bulunması (Açan 2015).....	10
Şekil 2.14. Femur anatomik eksenini (Açan 2015).....	10
Şekil 2.15. Femurun anatomik ve mekanik eksenini (Açan 2015).....	11
Şekil 2.16. Kortikal kemiğin tipik gerilme-gerinim eğrisi (a) farklı kemik durumu için kuvvet-yerdeğiştirme eğrisi, (b) (Bettamer 2014'ten değiştirilerek alınmıştır).....	12
Şekil 2.17. Trabeküler bölgenin mekanik davranışı (Hammer 2010).....	13
Şekil 2.18. Yaşlı erkeklerin femur ön bölgesindeki hasar ve çatlakların görüntüsü: 35 yaş (a), 56 yaş (b), 92 yaş (c) (Zioupos 2001).....	16
Şekil 2.19. Kırığa sebep olan kuvvetler (Çeper 2014).....	17
Şekil 2.20. AO/ATO sınıflandırma sistemine göre femur diyafiz kırıklarının sınıflandırılması (Bayram 2016).....	20
Şekil 2.21. İç Fiksasyon (a), Dış fiksasyon(b) (TST Tıbbi Aletler, Katalog)	21
Şekil 2.22. ALFN çivi ölçüsü (Stryker, Katalog).....	22
Şekil 2.23. ALFN çivi vida ölçüleri (Stryker, Katalog).....	22
Şekil 2.24. Hali hazırda kullanılan çeşitli plakalar.....	23
Şekil 2.25. Sonlu elemanlar yönteminin akış diyagramı (Chang 1994'ten değiştirilerek alınmıştır).....	27
Şekil 2.26. Lineer Elementler için koordinat ve değişken çözüm matris örneği (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır).....	30
Şekil 2.27. Sonlu eleman türü (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır).....	31
Şekil 2.28. Birinci ve ikinci dereceden elemanların deformasyonlarının gösterimi (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır).....	32

	Sayfa
Şekil 3.1.	İmplant-1 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali..... 37
Şekil 3.2.	İmplant-2 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali..... 37
Şekil 3.3.	İmplant-3 uzunluk ölçüleri (Stryker, Katalog)..... 38
Şekil 3.4.	İmplant-3 a) Montajlı hali, b) Modeli, c) Teknik çizimi..... 38
Şekil 3.5.	Tasarım-1 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali..... 39
Şekil 3.6.	Tasarım-2 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali..... 39
Şekil 3.7.	Tasarım-3 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali..... 40
Şekil 3.8.	Tasarım-4 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali..... 40
Şekil 3.9.	a) BT tekniği ile femur model verisi oluşturma (Yetiş 2019), b) Mimics programında 3D kemik modeli oluşturma (Hamandi ve Goswami 2017)..... 41
Şekil 3.10.	Kemik modeli..... 42
Şekil 3.11.	Kemiğin a) Boyun diyafiz açısı, b) Mekanik eksen açısı, c) Ölçüleri..... 42
Şekil 3.12.	Kırık kemik modeli..... 42
Şekil 3.13.	Kırık kemik – implant montajlı hali..... 43
Şekil 3.14.	Mesh düğüm ve eleman sayısı..... 43
Şekil 3.15.	a) Statik çekme/basma deneyinde elde edilen veriler, b) Malzeme özellikleri (Tüfekçi, 2008)..... 43
Şekil 3.16.	a) Dinamik çekme/basma deneyinde elde edilen veriler, b) Malzeme özellikleri (Tüfekçi, 2008)..... 44
Şekil 4.1.	Statik a) Eksenel yönlü modelleme, b) Eksene dik yönlü modelleme..... 45
Şekil 4.2.	Kemik-araç çarpışma a) Bilgisayar modeli, b) Fiziksel test benzetimi (Solak 2017)..... 46
Şekil 4.3.	Sağlam kemik eksenel kuvvet statik analizi..... 46
Şekil 4.4.	Sağlam kemik eksene dik kuvvet statik analizi..... 46
Şekil 4.5.	İmplant1-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi..... 47
Şekil 4.6.	Eksenel kuvvet etkisinde implant1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 48
Şekil 4.7.	İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi..... 48
Şekil 4.8.	Eksene dik kuvvet etkisinde implant1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 48
Şekil 4.9.	İmplant2-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi..... 49
Şekil 4.10.	Eksenel kuvvet etkisinde implant2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 49
Şekil 4.11.	İmplant2-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi..... 50
Şekil 4.12.	Eksene dik kuvvet etkisinde implant2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 50
Şekil 4.13.	İmplant3-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi..... 51
Şekil 4.14.	Eksenel kuvvet etkisinde implant3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 51
Şekil 4.15.	İmplant3-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi..... 52
Şekil 4.16.	Eksene dik kuvvet etkisinde implant3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik..... 52
Şekil 4.17.	Tasarım1-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi..... 53

	Sayfa
Şekil 4.18. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	53
Şekil 4.19. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi.....	54
Şekil 4.20. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	54
Şekil 4.21. Tasarım2-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi.....	55
Şekil 4.22. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	55
Şekil 4.23. Tasarım2-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi.....	56
Şekil 4.24. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	56
Şekil 4.25. Tasarım3-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi.....	57
Şekil 4.26. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	57
Şekil 4.27. Tasarım3-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi.....	58
Şekil 4.28. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	58
Şekil 4.29. Tasarım4-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi.....	59
Şekil 4.30. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım4-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	59
Şekil 4.31. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi.....	60
Şekil 4.32. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım4-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik.....	60
Şekil 4.33. a) Kemiğin eksenel doğrultusunda gelen cisim modeli, b) Kemik eksenine dik doğrultuda gelen cisim modeli.....	61
Şekil 4.34. Bir araç kazasında yaralanma senaryosunun gösterimi (Moulgada ve ark. 2018).....	62
Şekil 4.35. Farklı çarpma hızlarında hasar dağılımı (Moulgada ve ark. 2018).....	62
Şekil 4.36. Sağlam kemik-eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	62
Şekil 4.37. Sağlam kemiğin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	63
Şekil 4.38. Sağlam kemik-eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	63
Şekil 4.39. Sağlam kemiğin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	64
Şekil 4.40. İmplant1-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	64
Şekil 4.40. İmplant1-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	65
Şekil 4.41. İmplant1-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	65
Şekil 4.42. İmplant1'i kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında üzerinde oluşan gerilme dağılımları.....	66

	Sayfa
Şekil 4.43. İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	66
Şekil 4.43. İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	67
Şekil 4.44. İmplant1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	67
Şekil 4.44. İmplant1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri (devamı).....	68
Şekil 4.45. İmplant1’i kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	68
Şekil 4.46. İmplant2-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	69
Şekil 4.47. İmplant2-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	70
Şekil 4.48. İmplant2’yi kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	70
Şekil 4.49. İmplant2-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	71
Şekil 4.50. İmplant2-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	72
Şekil 4.51. İmplant2’yi kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	72
Şekil 4.52. İmplant3-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	73
Şekil 4.53. İmplant3-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	74
Şekil 4.54. İmplant3’ü kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	74
Şekil 4.55. İmplant3-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	75
Şekil 4.56. İmplant3-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	76
Şekil 4.57. İmplant3’ü kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	76
Şekil 4.58. Tasarım1-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	77
Şekil 4.59. Tasarım1-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	78
Şekil 4.60. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	78

	Sayfa
Şekil 4.60. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı).....	79
Şekil 4.61. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	79
Şekil 4.61. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	80
Şekil 4.62. Tasarım1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	80
Şekil 4.63. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	81
Şekil 4.64. Tasarım2-kemik sistemi aksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	81
Şekil 4.64. Tasarım2-kemik sistemi aksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	82
Şekil 4.65. Tasarım2-kemik sisteminin aksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	82
Şekil 4.66. Tasarım2 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	83
Şekil 4.67. Tasarım2-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	84
Şekil 4.68. Tasarım2-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	85
Şekil 4.69. Tasarım2 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	85
Şekil 4.70. Tasarım3-kemik sistemi aksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	86
Şekil 4.71. Tasarım3-kemik sisteminin aksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	87
Şekil 4.72. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	87
Şekil 4.73. Tasarım3-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	88
Şekil 4.74. Tasarım3-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	89
Şekil 4.75. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	89
Şekil 4.75. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı).....	90
Şekil 4.76. Tasarım4-kemik sistemi aksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	90
Şekil 4.76. Tasarım4-kemik sistemi aksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	91

	Sayfa
Şekil 4.77. Tasarım4-kemik sisteminin aksenal kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	91
Şekil 4.78. Tasarım4 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	91
Şekil 4.78. Tasarım4 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı).....	92
Şekil 4.79. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları.....	92
Şekil 4.79. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı).....	93
Şekil 4.80. Tasarım4-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri.....	93
Şekil 4.81. Tasarım4 İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları.....	94

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1. Biyomalzeme çeşitleri ve kullanım alanları (Çeper 2014).....	24
Çizelge 2.2. Malzeme Özellikleri (Angadi 2017).....	25
Çizelge 3.1. İmplant uzunlukları (TST Tıbbi Aletler, Katalog).....	36
Çizelge 3.2. Ti-6Al-4V malzeme özellikleri.....	44
Çizelge 5.1. Sistemlerin aksenal yöndeki kuvvete karşı dinamik analiz sonuçları.....	95
Çizelge 5.2. Sistemlerin eksene dik yöndeki kuvvete karşı dinamik analiz sonuçları.....	96
Çizelge 5.3. Sistemlerin statik analiz sonuçları.....	97

1. GİRİŞ

Kemik kırığı dış yükler ve bazı hastalıklar nedeniyle kemik bütünlüğünün bozulması ve bir veya daha fazla parçaya ayrılması olarak tanımlanabilir. Kırılma çatlak şeklinde değil de tamamen ayrılma şeklinde meydana geldiğinde tedavi yöntemlerinden birisi dahili implantlar ile kırık iki kemik parçasını iyileşme gerçekleşene kadar birbirine bağlamaktır.

Kemik kırıklarının birçoğu dışarıdan darbe şeklinde gelen yükler nedeniyle oluşmakla birlikte kırık tedavisi geliştirmek için yapılan analizlerin birçoğunda statik deneylerden elde edilen veriler ve statik gerilme analizleri kullanılmaktadır. İmplantlarla sabitlenmiş kemikler tedavi sürecinde de darbe yüklerine maruz kalmaktadır. Bu durumda yapılan statik analizler gerçek durumu tam olarak yansıtmamakta ve öngörülmeven hasarlar meydana gelebilmektedir.

Kemiğin canlı bir doku olması ve kemiğe gerinim ölçer yerleştirip ölçüm yapmaya çalışmanın hem masraflı hem de içerdiği riskler bakımından (enfeksiyon gibi) uygun olmaması nedeniyle kemik-implant sisteminin maruz kaldığı darbe yükleri neticesinde oluşacak gerilme-gerinme değerleri in-vivo deneylerle belirlemek zorlaşmaktadır. Bu yüzden birçok araştırmacı sonlu elemanlar modelleri üzerinde işlem yapmayı tercih etmektedir.

1.1. Tezin Amacı

Bu çalışmada uyluk (femur) kemiği gövde kısmında meydana gelen kırıkları tedavi etmek için kullanılan implantlara alternatif yeni tasarım implantlar ortaya koyarak implant-kemik sisteminde kemik üzerinde oluşan gerilmeleri azaltmak amaçlanmıştır.

Amerikan Ortopedik Travma Derneği (ATO) / Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen-Ostesentez Çalışma Grubu (AO) kırık sınıflandırmasına göre kemiğin gövde kısmından Basit-A tipi transvers olarak kırıldığı varsayılmıştır. Hali hazırda kullanılan 3 implant kırık kemiğe vida yardımıyla Solidworks programında çizimi yapıp monte edildikten sonra ANSYS 19.2 programında dinamik ve statik analizleri yapılmıştır. Bu mevcut implantlar temel alınarak yeni tasarım 4 implant oluşturulmuştur. Yapılan analizler karşılaştırılarak mevcut implantlara alternatif olabilecek yeni tasarım implantlar belirlenmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kemik

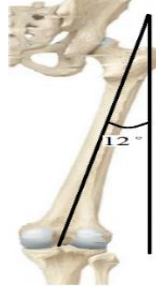
İnsan iskeleti 206 kemikten oluşmaktadır (Bettamer, 2013). Kemikler, insan vücudunun daha yumuşak kısımlarını destekleyen, insan vücudunun korunmasından sorumlu olan, kas yüklerinin, yer çekiminin, genel olarak iç ve dış kuvvetlerin etkisine maruz kalan, doğal, bileşik, canlı dokulardır (Senthil Maharaj, Maheswaran ve Vasanthanathan, 2013). Vücut için kan hücrelerinin üretilmesi ve fiziksel yapının ihtiyaç duyduğu minerallerin depolanması gibi işlevleri vardır.

Kemik özelleşmiş bir bağ dokudur. Biyolojik bileşimi yapısal olarak karmaşıktır. Herhangi bir bağ dokusunda olduğu gibi, kemik dokusunda da hücreler ve hücre dışı bir matris vardır. Ağırlık bazında yaklaşık %60 inorganik, %30 organik ve %10 sudur (Mayer, 2003). Ayrıca vücudumuzda bulunan kalsiyumun %99'u, fosforun %86'sı, magnezyumun %84'ü kemiklerin yapısında bulunur (Mayer, 2003). Kemik diğer bağ dokularına ek olarak yüksek içerikli inorganik mineral tuzları içerir. Malzeme olarak kabul edilen kemik, temel yapısı kolajen proteinlerinden oluşan bileşik bir malzemedir.

2.2. Uyluk (Femur) kemiği

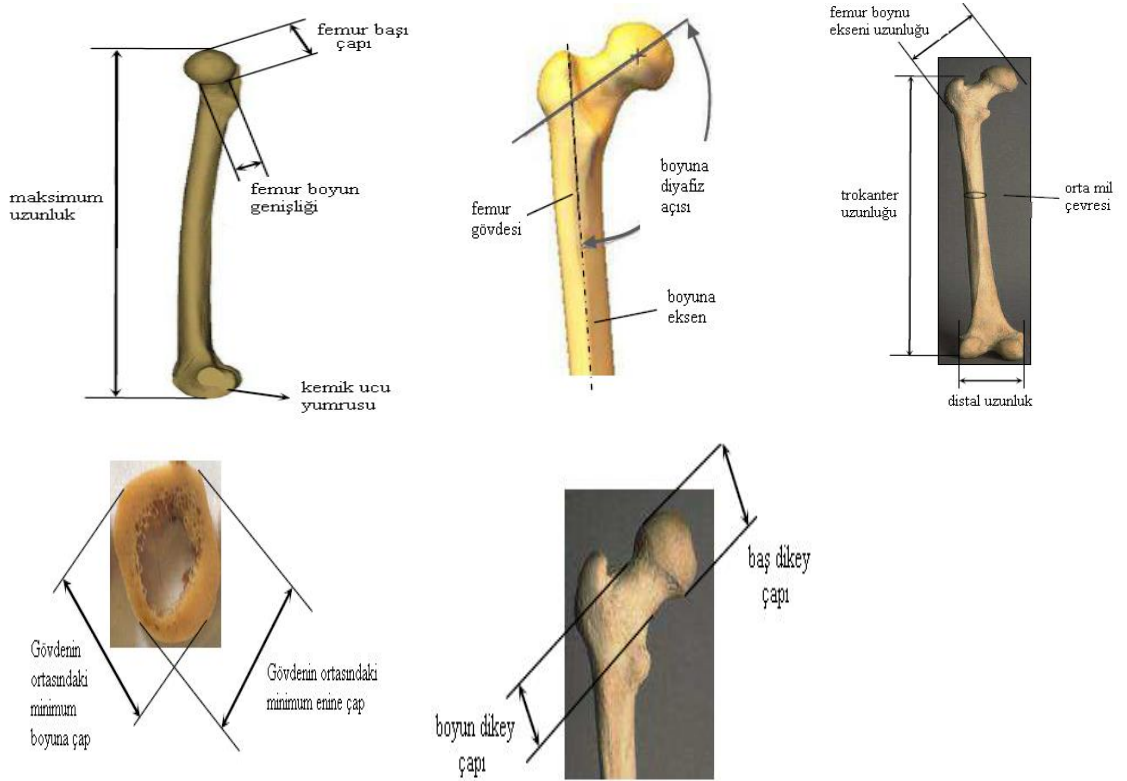
Uyluk (Femur) kemiği, vücuttaki leğen kemiğinden dize uzanan, tek bir parçadan oluşan, insan vücudundaki boyu en fazla, en kuvvetli ve en ağır kemiktir. Bir kişinin farklı vücut duruşu modlarında kalça eklemi ile diz eklemi arasında ayakta kalması veya yürümesi için stabilite ve destek sağlar. Vücudun bütün yükü, bu kemikler aracılığı ile daha aşağıya intikal eder. Boyu insan boyunun yaklaşık %26'sı ve kütlesi yaklaşık 0,455 kg'dir (Mughal, Khawaja ve Moatamedi, 2015). Bu antropolojide yararlı bir orandır. Çünkü eksik bir iskeletten bir deneğin boyunun makul bir tahmini için bir temel sunar.

Lineerelastik, izotropik ve homojen bir kalsiyum fosfat malzemesi içeren femur kemiği vücudun maksimum ağırlığını destekler. Femur, normal ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında vücut ağırlığının en büyük yüzdesini taşıyan kemiktir. İnsan vücudundaki maksimum deformasyona ve baskı gerilmelerine maruz kalan kemiktir. Bir insan ayakta dengede dururken femur kemiği kadınlarda ortalama 16 derece, erkeklerde ise Şekil 2.1'de gösterildiği gibi ortalama 12 derece eğik konumdadır (Çeper, 2014).



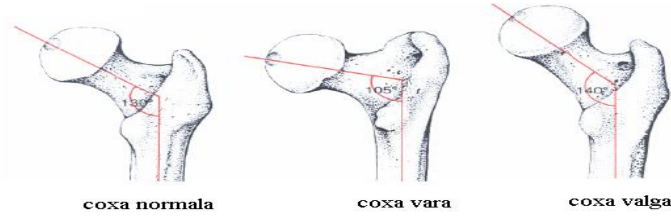
Şekil 2.1. Erkek bireyin ayakta dururken ki femur konumu

Femur gövdesi uzun, ince ve yapı olarak neredeyse silindirikdir. Alt (uzak) ucu üst uçtan daha büyüktür. Kemik ucu yumrusu olarak bilinen iki dikdörtgen tepeden oluşur. Kemiğin duruşu yukarıdan aşağı ve dıştan içe doğrudur. Alt ucu üst ucundan daha arka planda bulunur. Konveksliği öne bakan bir eğrilik gösterir. Kemiğin bir gövdesi, üst ve alt olmak üzere iki ucu vardır. Kemiğin gövdesi kalibre olarak oldukça düzgündür ancak iki ucu oldukça düzensizdir. Femur boyun kısmı yaklaşık 5 cm uzunluğundadır ve kemiğin temassız hareket etmesine izin verir. Femur kemiğinin bölümleri Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. İnsan uyluk kemiği antropometrisini gösteren açıklayıcı diyagramlar (Bettamer 2013’ten değiştirilerek alınmıştır)

Doğumda boyun diyafiz açısı 135° ile 140° arasındadır ve gelişme ile yavaş yavaş 125° 'lik yetişkin normuna düşmelidir. Boyun diyafiz açısı 120° ile 135° arasında olursa coxa normala olarak isimlendirilir. Boyun diyafiz açısı 120° 'den daha aşağıda olursa coxa vara ve açı 135° 'den fazla olursa coxa valga olarak isimlendirilir (Renner, 2007). Boyun diyafiz açısı Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Boyun diyafiz açısı (Renner 2007)

Femurun üst ucu çok önemlidir. Bu uç üst tarafın ağırlığını bacak ve oynaklara intikal ettirir. Üst uçta şunlar görülür; uyluk başı, uyluk boynu, büyük trabeküller, küçük trabeküller.

- Uyluk Başı (CAPUT FEMOROSIS)

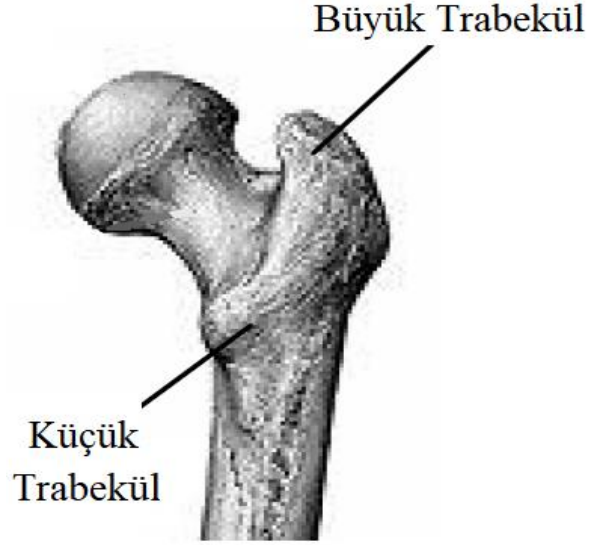
Femur boynuna bağlı içe ve birazda öne yönelmiş yuvarlak bir teşekküldür. Uyluk başı düzdür, canlıda bir kıkırdak ile örtülmüştür. Kıkırdak yalnız başın merkezinde kemiği örtmez, burada küçük bir çukurluk vardır, buraya fovea capitis ismi verilir. Bu küçük çukurluğa ligamentum teres tutunur. Bazı hastalık hallerinde femur başı erir veya şeklini değiştirir. Böyle hallerde yürümede aksaklık olur. Yaşlılarda, basit travmalarda, başın boyun ile bağlantısı kolaylıkla bozulabilir. Baş kalça kemiğindeki acetabulumuna oturur ve onunla oynak yapar.

- Uyluk Boynu (COLLUM FEMORIS)

Uyluk boynu baş ile gövdeyi birleştiren yassı piramit biçiminde bir çıkıntıdır. Boyun ile gövdenin birleştiği yerde geniş açı vardır. Bu zaviye çocuklukta çok geniştir, yaşlandıkça açısı azalır. Yetişkinlerde umumiyetle boyun ile gövde arasındaki açı 125° 'dir. Uyluk boynu kısa şahıslarda uzunlara göre daha kısadır. Boyun önden arkaya düzdür. Ortası dar dış ve iç kısımları geniştir. Dış taraf içe göre daha geniştir. Arka yüzü öne göre daha geniştir ve konkavdır. Ön yüzde damarların girmesi için delikler vardır. Üst kenarı alttan geniştir, dış tarafta büyük trabeküller ile uzanır. Alt kenar uzun ve dardır, aşağıda küçük trabeküller ile uzanır.

- Trabeküller

Boynun üst sınırı büyük trabeküllere götürür; alt sınır aşağıya doğru eğimlidir ve küçük trabeküller sona ererken gövdenin yönüne yaklaşır. Büyük trabeküller, femurun üst ucunda büyük, kare şeklinde bir çıkıntıdır. Aşağıdaki düz gövdeden yatay bir çıkıntı ile ayrılır. Küçük trabeküller, boynun alt kısmının gövdenin medial tarafıyla birleştiği daha küçük yuvarlak bir çıkıntıdır (Şekil 2.4)

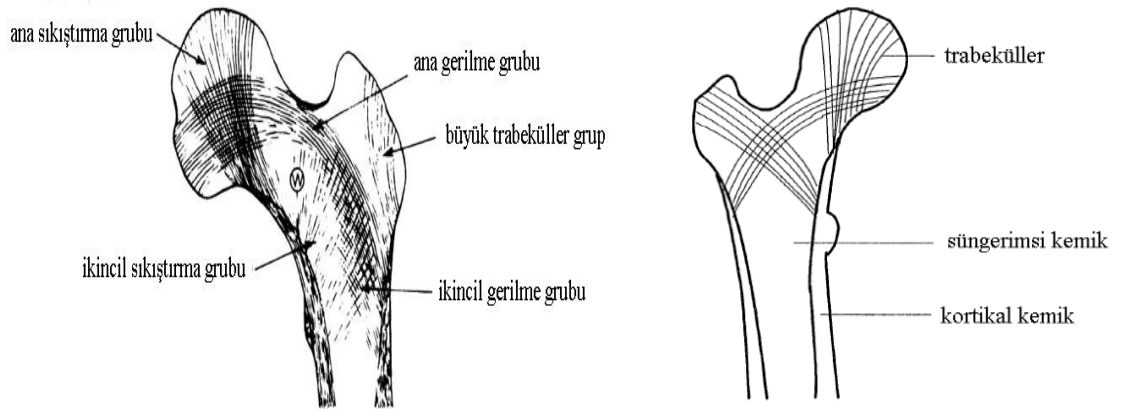


Şekil 2.4. Trabeküller bölgeler (Renner 2007'den değiştirilerek alınmıştır)

Kemik gövdesi oldukça homojendir, uzantı kısmı hafifçe geniştir ve biraz öne doğru eğimlidir. Gövde yavaş yavaş alt ucuna doğru genişler ve arka tarafında düzleştirilmiş üçgen popliteal bir yüzeye sahiptir. İki tür kemik femuru oluşturur: kortikal kemik ve süngerimsi kemik. Femurun gövdesi, medüller bir boşluğu çevreleyen bir kortikal kemik tüpünden oluşur. Femurun uçları, ince bir kortikal kemik tabakası ile kaplı süngerimsi kemikten oluşur. Femurun yapısı, kemik boyunca tüm noktalarda mevcut olan mekanik koşullara mükemmel bir uyum gösterir.

Kortikal kemik, kemiğin yoğun koruyucu kabuğunu (korteks) oluşturur ve süngerimsi kemik içeren merkezi bölgeyi sarar. Bununla birlikte, iki kemik türü arasında belirgin bir sınır yoktur. Kortikal kemik, iç ve dış yüzeylerinin yakınında eş merkezli osteonlar ve çevresel lameller tarafından düzenlenir. Bir lamel içinde, kolajen lifler birbirine kabaca paralel olarak düzenlenir. Komşu lamellerde, kolajen lifleri farklı yönlerdedir. Sonuç olarak, kortikal kemik süngerimsi kemiğe göre sert, güçlü ve kırılmandır. Süngerimsi kemik ise kemik iliğini içeren birbirine bağlanan boşluklarla ayrılan ince, düzensiz

trabeküllerden oluşan bir ağdan oluşur. Yüke maruz kalan femurda trabeküler kemiğin rolü, yükü femurun uçlarından orta şafta ve dize kadar desteklemek ve yönlendirmektir. Trabeküler kemik, minimum kemik materyali kullanırken maksimum güç sağlamaya yöneliktir. Trabeküller daha kalındır ve daha fazla gerilime sahip bölgelerde daha sıkı bir şekilde birbirine geçmiştir. Ayrıca, trabekül oryantasyonu, genel olarak bir femoral kemiğin temel gerilim yönleri ile çakışır. Trabeküler kemik üzerindeki basma ve çekme çizgileri Şekil 2.5'te gösterilmiştir.

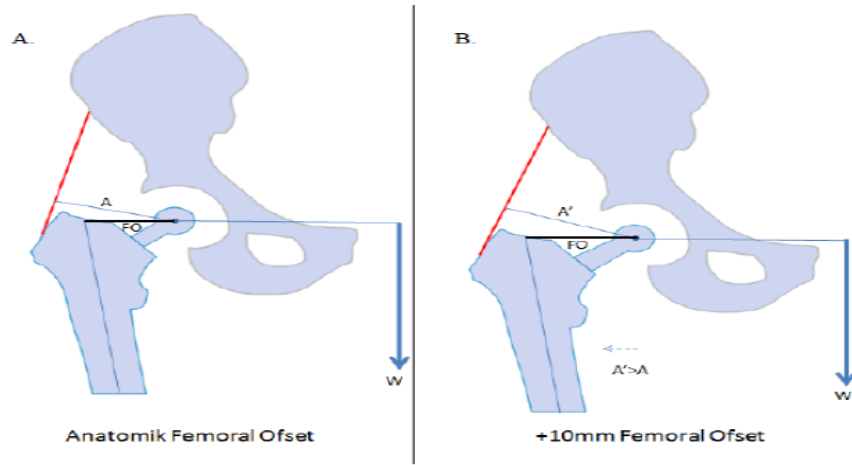


Şekil 2.5. Trabeküler kemik üzerindeki basma ve çekme çizgileri (Güngörürler 2017 ve Chang 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Süngerimsi kemiğin genel yapısı, açık hücreli iki fazlı bir kompozit olarak tahmin edilebilir. Genel olarak yapı; kemik, kan, kırmızı ve sarı kemik iliği, sinir dokusu, çeşitli hücre dokusu ve sıvısından oluşur.

2.2.1. Femoral ofset

Femoral ofset, femur uzun eksenine ile femur başının dönme merkezi arasında olan yatay mesafedir ve kemik uzunluğuna göre doğru orantılı değişir (Şekil 2.6). Ofset genellikle 41-44 mm arasında değişir. Mac Grogy çalışmasında istatistiksel olarak kas gücü ve moment kolunun femoral ofsetten etkilendiğini ortaya koymuştur (Güngörürler, 2017). Bundan dolayı femoral ofset, yük dağılımını da etkiler. Ofsetin arttırılması kullanılan implantlar üzerinde yük artışına neden olur.

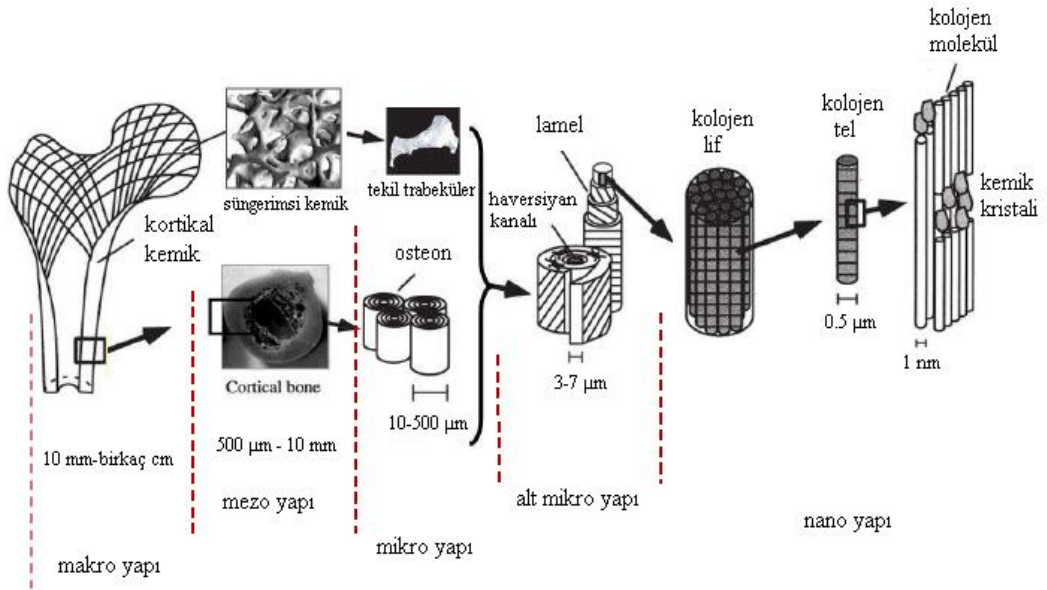


Şekil 2.6. Femoral ofset ile değişen moment kolu (Güngörürler 2017)

2.2.2. Femur kemiği hiyerarşik yapısı

Femur kemiği, makrodan nanoya kadar çeşitli ölçeklerde tasarlanmış farklı seviyelerde hiyerarşik yapı birimlerinin bir topluluğu olarak düşünülebilir (Şekil 2.7)

- Makro yapı seviyesi: Bu seviye, 10 mm ile birkaç santimetre aralığında veya tüm kemik seviyesi olarak tanımlanır. Kortikal ve trabeküler kemikten oluşur.
- Mesostyapısal seviye: 0.5 ila 10 mm arasında değişen kemik seviyesidir. Kemik iki alt tipten oluşur: kortikal (kompakt) kemik (toplam kemiğin %80'lik hacmi) ve trabeküler kemik (toplam kemiğin %20 hacim) tipi.



Şekil 2.7. Femur kemiği hiyerarşik yapısı (Bettamer 2014'ten değiştirilerek alınmıştır)

Kortikal kemiğin yoğun yapısı, trabeküler kemiğe kıyasla kuvvetini ve sert mekanik özelliklerini belirler. Trabeküler kemik, düzensiz üç boyutlu bir dizi kemik çubuğu ve trabekül adı verilen bölmelerden oluşan gözenekli bir hücreli katı olarak sınıflandırılır.

- Mikro yapı seviyesi: Bu seviye 10 ila 500 µm arasındadır.
- Alt mikroyapı seviyesi: Tek lamelli olarak da adlandırılır ve 3-7 µm arasındadır.
- Nanoyapı seviyesi: 1 µm'den küçük olan bu seviye, fibril kollajenden oluşur. Bu seviyede ayrıca, temel kemik birimi olan mineralize kollajen fibrilleri, mineral, kollajen ve kollajen olmayan organik proteinler gibi temel moleküler yapı bulunur.

2.2.3. Femur kemiğinin mekanik özellikleri

Kemiğin en önemli özelliklerinden biri rijitliğidir. Rijit yapı kemiğin deformasyonunu önler. Kemik içinde bulunan mineral ve kolojenler rijitliği etkiler. Örneğin çocuklarda kolojen yapı fazla olduğundan kemik yapı daha esnek, yetişkinlerde mineraller fazla olduğundan daha rijit yapıya sahiptir.

Yaşla beraber kemik doku da değişir. Kemik yoğunluğu ve rijitliği azalır, kırılma bir yapıya dönüşür. Bu değişimler nedeniyle kemiğin mekanik özellikleri tek bir değişkenle ifade edemeyiz. Analiz yaparken sadece kemik geometrisine değil materyal özelliklerinin doğru girilmesine dikkat edilmelidir. Kemik kütlesinin değişmesi bunun en önemli kanıtıdır. Bilgisayarlı tomografi ile kemiğin üç boyutlu görselini oluşturabilir ayrıca Hounsfield Unit (HU) değeri ile kemiğin materyal özellikleri çıkarılabilmektedir. HU değeri ile kemik yoğunluğu arasında doğrusal bir ilişki vardır. Kemik yoğunluğunun üstel fonksiyonu kemiğin elastik modülünü verir. Kemiğin yapısal özelliklerinde yoğunluğa, elastik modülüne ve izotropik ya da ortotropik yapıda olup olmadığına bakılır. İzotropik özellikler yöne bağlı olamamakla beraber ortotropik özellikler tüm yönlerin için ayrı ayrı elastik modülüne bakılır ve tüm yönde kayma modülleri tanımlanır.

Femur kemiğinin yapısal özelliklerinden dolayı burulma ve eğilme yüksek gerilmeye sebep olur. Kemik malzemesi özelliklerini belirleyen değişkenlerden bazıları gözeneklilik, mineralizasyon ve yoğunluğudur. Kemik iliği ve diğer yumuşak dokuların çok az sertliğe sahip olması gözenekli yapının oluşmasını neden olur. Gözeneklilik,

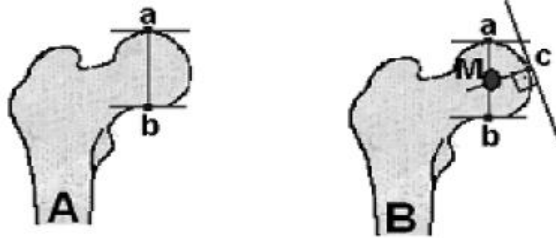
kemikteki boşluk ve katı matrisi birbirinden ayırır. Gözeneklilik arttıkça kemiğin gücü ve sertliği azalır. Femur kemiği mekanik ile ilgili bilgileri şunlardır:

- Femur kemiğinin mekanik eksenini bulmak için femur kemiğinin proksimal ve distal eklemlerinin merkezini bulmak gereklidir (Şekil 2.8).



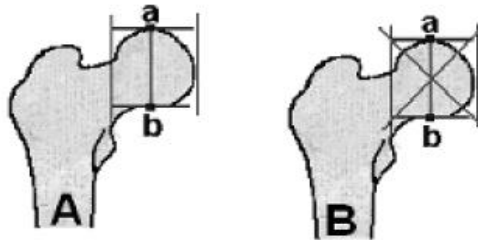
Şekil 2.8. Femur mekanik eksenini (Açan 2015)

- Femur başı merkezini bulma dört şekilde bulunabilir:
 1. Kemiğin baş kısmına üstten ve alttan paraleller çizilir ve dik çizilir. Baş kısmının çapı belirlenmiş olur. Baş dış tarafına teğet çizilir. Teğetten çıkan dikmenin paraleller arasına çizilen çizgiyle birleşimi femur başının merkez noktasıdır (Şekil 2.9).



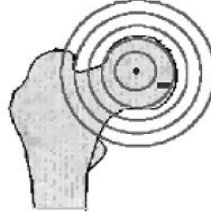
Şekil 2.9. Femur başına çizilen teğetler yardımıyla femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015)

2. Kemiğin baş kısmını içine alacak şekilde dış kısımlara teğet bir kare çizilir ve köşegenlerinin birleşim yeri femur merkezinin merkez noktasıdır (Şekil 2.10).



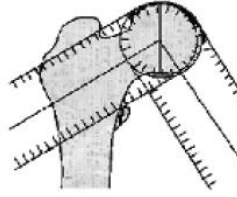
Şekil 2.10. Femur başına çizilen kare ve köşegenleri yardımıyla femur başı merkezi bulunması (Açan 2015)

3. Mose halkası yöntemiyle femur başı merkezi bulunabilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Mose halkaları ile femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015)

4. Gonyometre kullanılarak femur başı merkezi bulunabilir (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Gonyometre ile femur başı merkezinin bulunması (Açan 2015)

- Femur eklem bölgesinin merkezi uç çıkıntılarının kesiştiği yer alınabilir ya da femur uç kenarlarına teğet çizilip orta noktası merkez kabul edilebilir (Şekil 2.13).



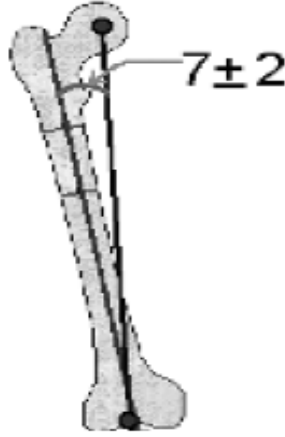
Şekil 2.13. Femur distal eklem yüzü merkezinin bulunması (Açan 2015)

- Femur yapısal eksenini belirlemek için femur kortikal bölgesine birkaç yatay çizgi çizilir. Bu çizgiler kemik uzunluğuna göre fazla çizilebilir. Çizgilerin orta noktalarının birleştirilmesi ile yapısal eksen belirlenir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Femur anatomik eksenini (Açan 2015)

- Femurun mekanik eksenini yapısal ekseninden farklıdır. Kemiğin mekanik eksenini, kemiğin eklem kısımlarındaki merkezlerin birleştirilmesiyle belirlenir. Mekanik eksen ile yapısal eksen arasında $7^{\circ}(\pm 2^{\circ})$ açı vardır (Şekil 2.15).

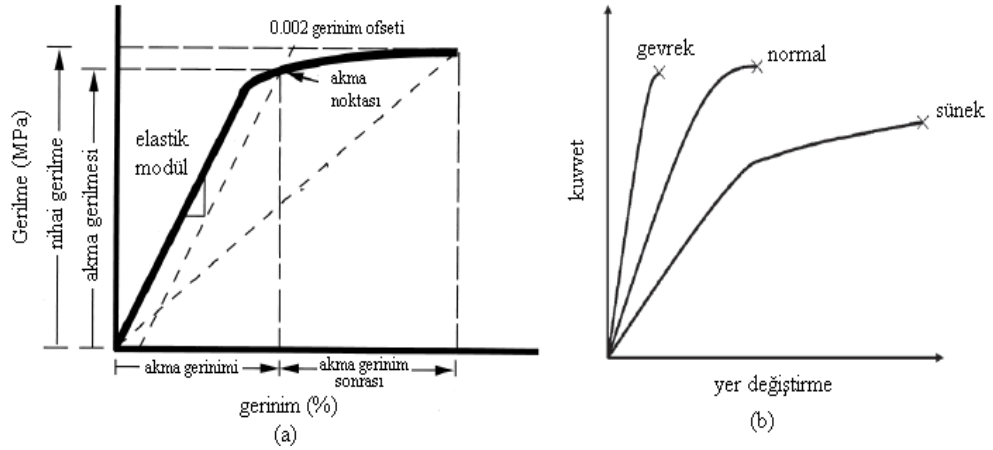


Şekil 2.15. Femurun anatomik ve mekanik eksenini (Açan 2015).

Kemiğin mekanik davranışını belirlemek için ise sıkıştırma, çekme, bükme ve burulma testleri gibi test yöntemleri uygulanabilir. Kemiklerin tolerans sınırlarını değerlendirmek için, bu yükleme koşullarında kırılma davranışlarını belirlemek önemlidir.

Kemik malzemesine, kendisine bağlı bir kastan veya dış kuvvetlerden veya düşerek uygulanan kuvvetin etkisiyle yapısal davranışına göre deforme olur. İlk tepki elastiktir. Doğrusal bölgenin eğimi kuvvet-yer değiştirme eğrisi yapısının sertliğini veya rijitliğini temsil eder. Sertliğin yanı sıra, nihai yük ve yer değiştirme, yük-yer değiştirme eğrisinin altındaki alan tarafından tanımlanabilen iş gibi diğer mekanik özellikler belirlenebilir (Şekil 2.16). Bu ölçülen parametrelerin her biri kemiğin farklı bir özelliğini temsil eder:

- Nihai yük: kemik yapısının genel bütünlüğünü gösterir.
- Kırılmaya noktası: Kemiği kırmak için gereken enerji miktarıdır; Nihai yer değiştirme kemiğin kırılabilirliği ile ters orantılıdır.
- Sertlik: Bir malzemenin üzerine bir kuvvet uygulandığında deforme olmasına direnme yeteneğidir. Yük-yer değiştirme eğrisinin elastik aralığı içindeki karşılık gelen deformasyona bölünür. Sertlik, kemiğin mineralizasyonu ile yakından ilgilidir.
- Mukavemet: bir malzemenin deformasyona ve nihai kırılmaya karşı iç direnci olarak tanımlanabilir.



Şekil 2.16. Kortikal kemiğin tipik gerilme-gerinim eğrisi (a), farklı kemik durumu için kuvvet-yerdeğiştirme eğrisi (b) (Bettamer 2014'ten değiştirilerek alınmıştır)

Kuvvet-yer değiştirme eğrileri, özellikle kemiğin hem mikroyapısal hem de yapısal yapı seviyelerinde kemiğin kuvvetini ve sertliğini ölçmek için özellikle yararlıdır. Bununla birlikte, kemik yapısının biyomekanik durumu bu özelliklerden sadece biriyle tanımlanamaz. Örneğin, bir osteoporotik hastadan bir kemik çok sert, fakat aynı zamanda çok kırılğan olacaktır, bu da çalışmanın başarısızlığa uğraması ve kırık riskinin artmasıyla sonuçlanır (Şekil 2.16a). Başka bir deyişle, bu enerji kemiğin emebildiğini aşıyorsa, kemik kırılır. Yüksek oranda mineralize kemik ayrıca sert ve kırılğandır ve kırılması için daha uyumlu bir kemikten daha az enerji gerektirecektir (Turner ve ark. 2006).

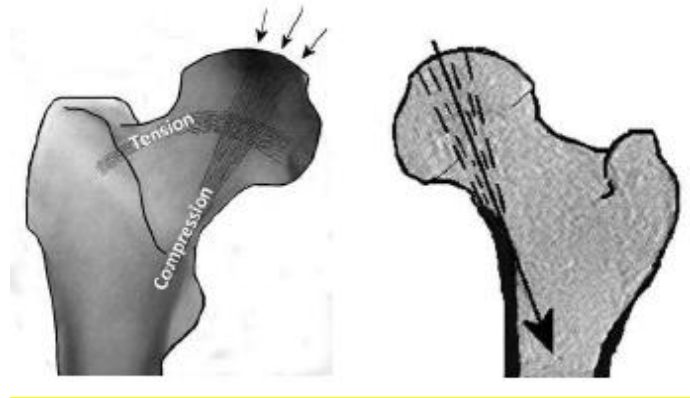
Gerilmeye karşı lineer bölge içindeki gerilme eğrisinin eğimi, Elastik kemik modülünü tanımlar. Mekanik test ayrıca verim noktası, yük ve iç dirence karşı çalışma ve nihai gerginlik hakkında bilgi sağlar.

İnsan femurunun kırılma ile ilgili mekanik davranışını anlamak için literatürdeki in vitro deneylerle kapsamlı bir şekilde analiz edilir. Bu deneyler, femurun mekanik davranışı, kırılma yüklemesi ve kırılma morfolojisi hakkında büyük bilgi sağlamıştır. Deneysel testler, fizyolojik yüklenme koşulları uygulandığında femurun kırılmaya kadar doğrusal elastik davrandığını ortaya koydu (Cristofoloni ve ark. 2007.)

2.2.4. Trabeküler bölgenin mekanik davranışı

İnsan boyun femurunda iki trabeküler gruptan oluşan iç yapı vardır (Şekil 2.17). Birincisi, sıkıştırma trabekülü adı verilen femur eksenine paralel dikey yöndedir. Eksenel yüklerle karşı direnç, trabeküllerin dikey ekseninde maksimumdur. Ayakta dururken ve yürürken

basınç kuvvetlerini emer. İkinci grup, duruşu ve yürüme sırasındaki dikey trabeküllerden geçen sıkıştırma yüklerine dayanan gerilme kuvvetleriyle ilgilenir (Hammer, 2010).



Şekil 2.17. Trabeküler bölgenin mekanik davranışı (Hammer 2010)

Bu iki yöreğe trabeküler grubunun her biri femur için özel bir rol oynar ve her ikisi de önemlidir. Yürüme ve ayakta durma gibi günlük aktiviteler sırasında, femur başı, femur boynunun alt yüzeyinde geniş bir basınç stres komponentine ve üst sol taraftaki bükülme streslerine maruz kalır. Bir bütün olarak sıkıştırma kuvvetleri dikey trabeküller (birinci grup) tarafından desteklenir.

2.2.5. Femur kırılma dayanımı

Nihai eğilme gerilimi, kiriş teorisi kullanılarak tahmin edilebilir. Eğilme gerilmesinin hesaplanması için,

$$\sigma_{e(max)} = \frac{M_{max}c}{I} \quad (2.1)$$

formülü kullanılır. Burada σ_e ; eğilme gerilmesi, M ; eğilme momenti, c ; ağırlık merkezinden kirişin kenarına olan mesafe, I ; eylemsizlik momentidir. Kiriş için maksimum moment,

$$M_{max} = \frac{FL}{4} \quad (2.2)$$

Femur hesaplamaları için kemik kalınlığı t , dış yarıçapı r_d ve iç yarıçapı r_i olan mükemmel bir silindir olarak kabul edilirse,

$$r_i = r_d - t \quad (2.3)$$

Kalınlık (t), orta şaftta altı noktada ölçülür ve ortalaması alınır (Kress ve ark. 1993)

$$I = \frac{\pi}{4}(r_d^4 - (r_d - t)^4) \quad (2.4)$$

bükülme gerilimine ek olarak elastisite (Young) modülü kiriş teorisi kullanılarak tahmin edilebilir. Bu kirişin maksimum sapması,

$$\delta_{\max} = \frac{FL^3}{48EI} \quad (2.5)$$

olarak yazılabilir. Buradan *young modülünü* tek bırakırsak,

$$E = \frac{FL^3}{48\delta_{\max}I} \quad (2.6)$$

elde ederiz.

Maksimum sapma, olay boyunca yüklenme hızında önemli bir değişiklik olmadığında kırılma meydana gelene kadar temas süresinin yüklenme hızıyla çarpılmasıyla bulunur. Bu hesaplama sadece elastisite modülü için bir yaklaşım verir. Çünkü kullanılan denklem sadece tek tip kesitsel cisimler için geçerlidir (Kress ve ark. 1993).

2.2.6. Femur burulma mukavemeti

Maksimum burulma gerilimi şu şekilde hesaplanır (femur şaftının içi boş dairesel bir silindir olarak kabul edilir (Kress ve ark. 1993)),

$$\tau_{\max} = \frac{T_{\max}C}{J} \quad (2.7)$$

$$J = \frac{\pi}{2}(r_d^4 - (r_d - t)^4) \quad (2.8)$$

2.2.7. Femur basınç dayanımı

Femurun geometrisi nedeniyle, aksenal bir yük gerçekten aksenal bir yük değildir. Bir bükülme de söz konusudur. Bükülme ve aksenal yükler söz konusu olduğunda gerilme şu şekilde hesaplanır,

$$\sigma_x = \sigma_{x_{\text{eksenel}}} + \sigma_{x_{\text{burulma}}} = \frac{F}{A} \pm \frac{Mc}{I} \quad (2.9)$$

Kemik aksel olarak yüklenmişse, uyluk kemiği üzerindeki merkezi etki tamamen sıkıştırıcıdır. Bükülme etkisi ise iç tarafta sıkışma ve dış tarafta gerilme oluşturacaktır. Bu hesaplamalar belli kabuller çerçevesinde yapıldığı için yaklaşık değerler verir.

2.3. Kemik Hasarı

İn vivo olarak, kemik yürüme, koşma veya merdiven çıkma gibi fiziksel aktivitelerle ilişkili günlük döngüsel yüklemeyi destekler. Bu faaliyetler sırasında, femur kortikal kemiği ağırlıklı olarak hasar birikimini indükleyen baskı streslerine maruz kalır (Burr ve ark. 1998, Pattin, Caler ve Carter, 1996).

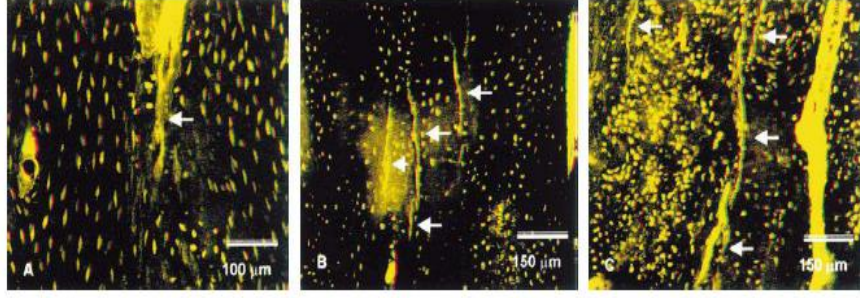
Kemik, mikro çatlaklar şeklinde hasar birikmesi sonucu kırılır (Zioupou ve Currey, 1994). Kemik kırığı normal olarak stres konsantrasyon alanında başlar. Çatlak tamir edilmediğinde, hasar başlayacaktır. Submikroskopik seviyede (mikro veri), mikroskopik çatlaklara (çatlak yayılması) kadar büyür. Çatlak daha sonra normal aktiviteler sırasında mikro veri birikimi veya makroskopik bir kemik kırılmasına neden olan ani travma olarak görülür.

2.3.1. Hasar ve çatlak oluşumu

Yürüme sırasında ve yan yaralanma gibi aşırı yükleme durumlarında günlük yükleme faaliyetlerinin bir sonucu olarak kemikte mikro veri birikimi nedeniyle düzenli olarak hasar oluşur. Hasar, toplu olarak mikro veri olarak adlandırılan organik matris fibriller, lameller ve osteonal seviyelerde başlayan birkaç hiyerarşik skalada meydana gelir.

Hasar varlığı, sertliğin bozulması, mukavemet ve kemik yetmezliği ile sonuçlanan diğer birçok özellik gibi mekanik özellikler üzerinde doğrudan etkilere sahiptir.

Çatlak büyümesinin bir stres kırığına yol açmasına mikro çatlama hasarının kemiğin mekanik özelliklerini olumsuz olarak etkilemesi ve mekanik özellikler üzerinde uzun süreli etkilere neden olmasıdır. Yaşla birlikte, hem kortikal hem de trabeküler kemikte çatlak yoğunluğu (kesitin çatlakları / mm²) artar (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Yaşlı erkeklerin femur ön bölgesindeki hasar ve çatlakların görüntüsü a) 35 yaş, b) 56 yaş, (c) 92 yaş (Zioupos 2001)

2.3.2. Hasarın kemik mekaniğine etkisi

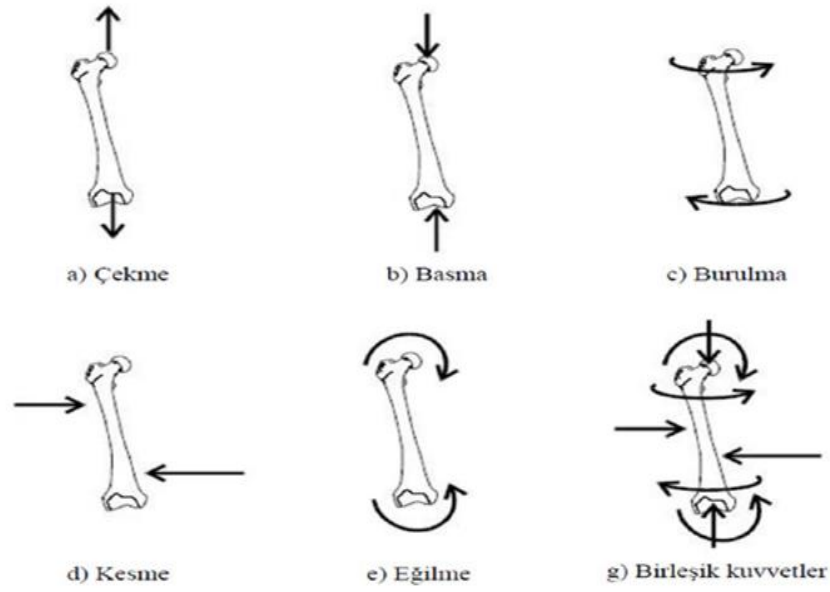
Hasar, yapının niteliğinde bozulmaya neden olan kalıcı bir değişim olarak tanımlanmaktadır (Jepsen ve Davy, 1997). Kemik elastik modülünün bozulması, enerji dağılımı ve güç azalması kortikal kemikteki hasar sürecini izlemek için güvenilir göstergeler olarak kabul edilebilir. Hasar birikmesi, sürünme ve yorgunluk, aşırı yük koşullarında kemikte kırılma işleminin kritik bir bileşenidir (Bettamer, 2014).

Farklı hasar morfolojilerinin (dağınık hasar veya doğrusal mikro çatlaklar) kemiğin mekanik özelliklerini farklı şekilde etkilediği görülmüştür (Diab, Condon, Burr, Vashishth, 2006). Lineer mikro çatlaklar kemik kuvvetini ve kemik sertliğini azaltabilir ve yavaşça yorgunluk hasarı birikmesi ile kırılmaya yol açabilir (Burr ve ark. 1998).

2.4. Kemik Kırığı

Kemiğe etki eden kuvvetlerden dolayı kemik yapısının bütünlüğünün bozulmasına kırık denir. Aşırı yüklemeye altında, kemik mineral yoğunluğu azaldıkça, kırık riski kademeli olarak artar. Kemik mineral yoğunluğunun düşüşünün neden olduğu en yaygın ortopedik sorunlardan biri femur kırığıdır. Femur kırığı, dünyada yaşlanan nüfus nedeniyle çok sayıda hastayı etkileyen yaygın ve sık görülen bir travmatizmdir. Bu travmatizmler, uzun süren iyileşme sürelerine, sakatlıklara yol açmaktadır. Bu kırıkların yaklaşık %90'ı düşme sonucu oluşur. Diğer nedenler genellikle kazalar, osteoporozdan, stres birikmesi, spor kazası, motorlu araç kazası veya düşme gibi yüksek enerjidir.

Kemikteki kırığın türü, etki eden kuvvet özelliklerine (şiddet, yön, hız, etki etme süresi), kemiğin yapısal özelliklerinin gerilmeyi absorbe etme yeteneğine bağlıdır (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Kırığa sebep olan kuvvetler (Çeper 2014)

Kırık çeşitleri;

- Kırık çizgisinin yönüne göre kırıklar
- Kemik özelliğine göre kırıklar
- Kırık derecesine göre kırıklar
- Kırık sayısına göre kırıklar
- Kırık bulunan cildin ve yumuşak dokunun durumuna göre kırıklar

Kırık çizgisinin yönüne göre kırıklar: Kemik eksenine ile kırık arasındaki açıya göre sınıflandırılan kırıklardır. 6 çeşittir,

- 1) Enlemesine kırıklar: Kırık ile kemik eksenine arasında yaklaşık doksan derece açı oluşur.
- 2) Uzunlamasına kırıklar: Kırık ile kemik eksenine arasında yaklaşık yüz seksen derece açı oluşur ve nadir rastlanan bir durumdur. Kemiklerin baskı altında ezilmesiyle oluşan genellikle de parmak kemiklerinde görülen bir durumdur.
- 3) Eğik kırıklar: En çok görülen kırık çeşididir ve kırık ile kemik eksenine dar açı oluşturur. Bükülme kuvvetinin etkisiyle meydana gelir.
- 4) Spiral kırıklar: En çok görülen kırık çeşitlerindedir ve kırığın bir ucu kemik eksenine etrafında dönmesiyle oluşur. Burulma kuvvetinin etkisiyle meydana gelir.

5) Parçalı kırıklar: Ateşli silah yaralanmaları gibi yüksek enerji ile meydana gelen kırıklardır. Çok sayıdaki kırık çizgisinin rastgele yönlerde ilerlemesi ile oluşur.

6) Epifiz kayması: Kemik epifizden ayrılır ve yaygın olarak 7-14 yaşlarındaki bireylerde görülür.

Kemiğin özelliğine göre kırıklar: Kemiğin yapısal özelliğine göre 3'e ayrılır;

1) Travmatik kırıklar: Kemiğe etkileyen travma sonucu oluşan, farklı yaş gruplarına ve kemik yapılarına göre değişiklik gösteren kırık çeşididir.

2) Yıpranma kırıkları: Kemiğin kendini yenileme imkanı bulamadığı yorulmalar sonucu meydana gelen kırıklardır. Ani bir ağrı ile meydana gelmez.

3) Patolojik kırıklar: Yaşa ve hastalıklara bağlı olarak kemiğin yapısal özelliklerinin zayıflaması sonucunda üzerine gelen kuvvetin etkisi ile oluşan kırıklardır. Bu tür kırıkların ana sebepleri;

- Sistemik kemik hastalıkları
- Kemikteki bölgesel sebepler
- Nöropatik sebepler

Kırığın derecesine göre kırıklar: Kemikteki kırık parçaların ayrılma durumuna ve kemiğin genel bütünlüğüne bakılır. 2 çeşittir;

1) Ayrılmış kırıklar: Kemik dokusunun bütünlüğü tamamen bozulmuştur. Kemik birkaç parçaya ayrılmış olabilir.

2) Ayrılmamış kırıklar: Kemiğin kırılan parçaları kemikten ayrılmamıştır. Kemik bütünlüğü kısmen korunur. Bu tür kırıklar aşağıdaki gibi ayrılır;

a) Çatlak: Kemik yapısı kısmen bozulur. Buna yarım kalmış kırık denilebilir ve yaygın olarak yassı kemiklerde oluşur.

b) Bükülerek çatlama: Kemiğin baş alt kısmı bir taraftan kırılır. Yaygın olarak çocuklarda görülür.

c) Çökme kırıkları: Bükülme kırıklarıdır. Yaygın olarak yassı ve geniş kemikte meydana gelir.

d) kompresyon kırıkları: Basınçtan kaynaklı kırıklardır. Kemik dokusu iç içe geçer. Yaygın olarak bel kemiğinde görülür.

e) Kopma kırıkları: Kemiğin yapısı korunur. Kasların ani çekilmesi kemikten ayrılmasına neden olur. Bu durum bazen kemiğe hasar vererek bir parçasının kırılmasına neden olabilir.

Kırık sayısına göre kırıklar: Kırılan kemikteki kemik sayısına göre 3'e ayrılır;

1) Tek kırıklar: Kemikte tek kırık meydana gelir.

2) Çift kırıklar: İki kemikten oluşan yapıların her ikisinde de kırık oluşmasıdır.

3) Çoklu kırıklar: Birden çok bağımsız kemiğin kırılmasıdır.

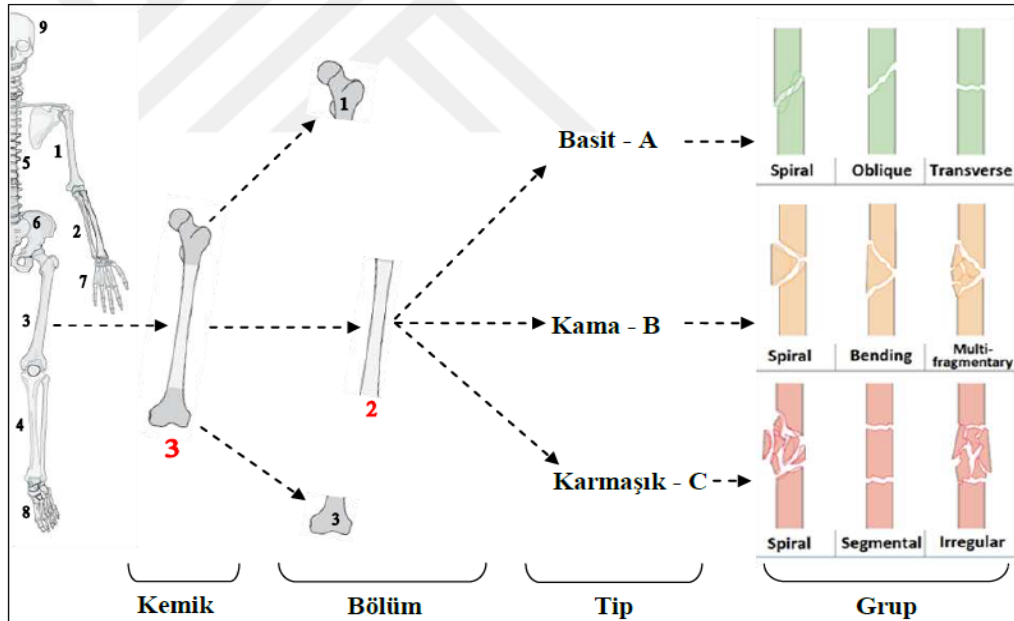
Kırık bulunan yumuşak dokunun durumuna göre kırıklar: İkiye ayrılır. Kapalı kırıklar, vücut derisi sağlam olan kırıklardır. Kırık iç tarafta kalır. Açık kırıklar, kırılan kemik vücut dışına çıkar. Deri bütünlüğü bozulur.

2.4.1. Kırık sınıflandırması

Genel olarak üç guruba ayırabiliriz: Kırığın şekline göre, kemik parçalanma yoğunluğuna göre, yumuşak dokudaki hasara göre. AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen-Ostesentez Çalışma Grubu) Müller ve arkadaşları tarafından 1958 yılında kurulan ve 1984 yılında Müller başkanlığındaki bir grup cerrah ilk defa kapsamlı bir kırık sınıflandırma sistemi olan AO kırık sınıflandırılma sistemini yayınlamışlardır (Bayram, 2016). Daha sonra Amerikan Ortopedik Travma Derneği (OTA) ve AO araştırmacılarından oluşan bir grup tarafından geliştirildi ve "AO/OTA kırık sınıflandırması" olarak isimlendirildi (Korürek ve ark. 2010). AO/OTA en sık tercih edilen sınıflandırmadır. Diğer tercih edilen yöntemler ise açık yaralanmalarda Gustilo-Anderson, kapalı yaralanmalarda Tschernye yöntemleridir.

Bölgesel kırık sınıflandırmaları da mevcuttur. Örneğin pelvis kırıklarında Tile, Young-Burgess, Dennis sınıflandırması; femur kırıklarında Winquist-Hansen, Garden, Pipkin sınıflandırması; tibia kırıklarında Fraser, Ellis; ayak bileği bölgesindeki kırıklarda Lauge-Hansen ve Hawkin sınıflandırılması kullanılmaktadır.

AO/OTA sınıflandırma sistemi vücudumuzdaki tüm kemikleri 4 ana başlıkta incelememizi sağlamaktadır: Kemik, kemik bölümleri, kırık tipi, kırık grubu (Şekil 2.20). Kemik başlığı altında vücudumuzdaki ana kemikler olan humerus 1, önkol 2, femur 3, tibia 4, omurga 5, pelvis 6, el 7, ayak 8 ve kafatası kemiği 9 olarak numaralandırılmıştır. Kemik bölümleri proksimal bölge, diafiz ve distal bölge olmak üzere 3'e ayrılmış ve kendi içinde sırasıyla 1,2 ve 3 olarak numaralandırılmıştır. Kırık tipi başlığı altında kırıklar basit, kama ve karmaşık olarak ayrılmış ve sırasıyla A, B ve C kodlaması yapılmıştır. Kemik kırığında parçalanma yok ise A tipi bir kırıktır. Kırıktaki parçalanmaya göre de B veya C tipi kırık olarak katagorize edilir. Kırık grubu başlığı altında kırık tiplerini kendi içinde basitten karmaşık kırılmaya doğru A1, A2, A3; B1, B2, B3; C1, C2, C3 olarak kodlanmıştır. Kırık grubunu belirlememizi kolaylaştıran faktörler kırık hattı, kırık açısı, kırıktaki parça sayısıdır. Örneğin, 32-A1 şeklinde kodlanmış bir kırığın AO/ATO sınıflandırmasına göre Femur (3) kemiği, Diafiz (2) bölgesi, Basit (A) ve Spiral (1) bir kırık olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 2.20).



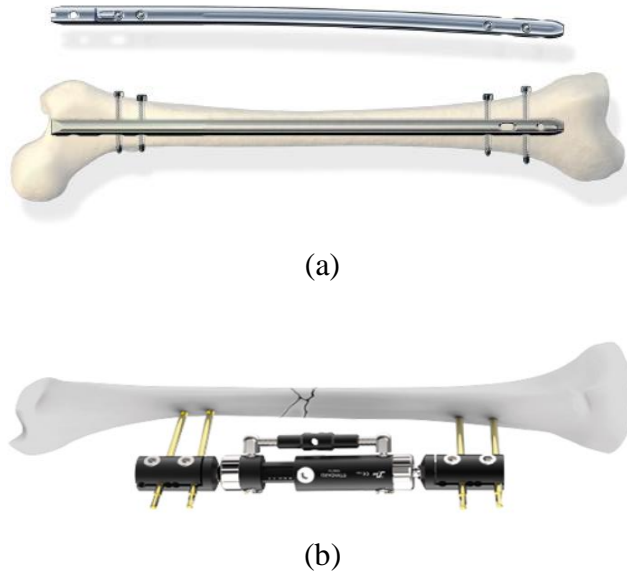
Şekil 2.20. AO/ATO sınıflandırma sistemine göre femur diyafiz kırıklarının sınıflandırılması (Bayram 2016)

Erişkin femur kırıkları genelde kırığın tipine göre kilitli çivileme ya da kilitlessiz çivileme yapılır. Kilitli çivileme özellikle parçalı ve oblik kırıklarda kısılmayı önlemek için uygulanır. Kırıkta kısılma riski olmayan femur kırıklarında ise çivi kemiğe sadece ya kırığın üstünden ya da altında vida ile sabitlenir.

2.5. İntramedüler Çivi

Ortopedik implant, eksik bir eklem veya kemiği değiştirmek veya kırık bir kemiği desteklemek için geliştirilmiş tıbbi bir tekniktir. Genellikle kullanılan iki tip fiksasyon vardır: dış fiksasyon ve iç fiksasyon (Şekil 2.21). Dış fiksasyonda, kemiğe nüfuz eden ve deriden dışarı çıkıntı yapan metal pimler, bu pimlerin stabilizasyonuna olanak tanıyan bir harici kelepçe kemik parçaları bağlanır. İç fiksasyon, ortopedide bir kemiği onarmak amacıyla implantların cerrahi olarak uygulanmasını içeren tekniktir (Dhanopia, Bhargava, 2016)

Kötü kemik kalitesi normal fizyolojiye zararlıdır ve patolojik kırıklara neden olur. Ayrıca kırık iyileşmesini de etkiler ve sonuç olarak intramedüller çivi fiksasyonu sonrası komplikasyon riskini artırır.



Şekil 2.21. a) İç fiksasyon, b) Dış fiksasyon (TST Tıbbi Aletler, Katalog)

Expert Adolescent Lateral Femoral Çivi (ALFN), aşağıdaki koşullara sahip hastalarda kullanılabilir:

- Femoral şaft kırıkları
- Subtrokanterik kırıklar
- İpsilateral boyun / şaft kırıkları
- Patolojik kırıklar
- Kaynamama ve yanlış kaynama

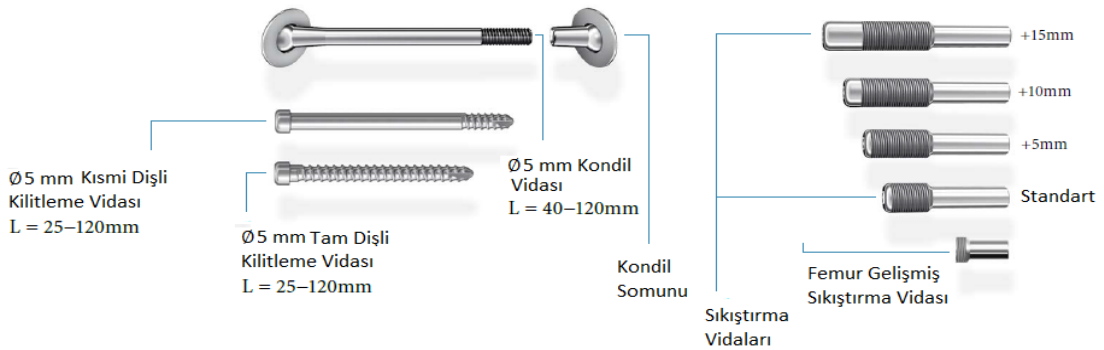
ALFN intramedüller çivileme sistemi sarmal oluklu kesite sahip bir titanyum alaşımından (Ti6AL4V) üretilmiş sert oluklu intramedüller çividir. Distal ve proksimal bölgelerde sırasıyla 9 ila 15 mm çaplarında, çeşitli uzunluklarda (20 mm'lik artışlarla 140 mm ila 480 mm) mevcuttur. ALFN, kırılma yerine ve sayısına bağlı olarak proksimal ve distal birbirine kenetlenen vida yerleştirme imkanına sahiptir. Birinci ve ikinci distal kenetlenen delikler enine olarak yönlendirilir ve çivinin distal ucundan sırasıyla 40 mm ve 15 mm mesafede bulunur (Şekil 2.22).



Şekil 2.22. ALFN çivi ölçüsü (Stryker, Katalog)

Femur kemiği boru demeti şeklinde yani tübüler yapıdadır. Bu yapının başında ve sonunda genişlemeler görülür. Stresin yoğunlaştığı yerler buralardır. Femurun yapısal özelliklerinden biri de shaftın öne doğru olan eğikliğidir. Bu özellik baz alınarak üretilen çivilerde de orta noktasından 6° daha öne doğru eğiklik vardır. Kilitli kemik içi çivileme yönteminin kullanıldığı ilk yıllarda düz ve sert implantlar kullanılmış, eğrilikten dolayı açıklıklara neden olmuş ve tedavi başarısız olmuştur.

Kilitleme vidaları 5 mm çapında Ti6Al4V alaşımından üretilmiştir. Vidalar dörde ayrılır: tamamen dişli, kısmi dişli, kondil ve gelişmiş (Şekil 2.23). 2 mm'lik artışlarla 25-120 mm uzunluklarda mevcuttur.



Şekil 2.23. ALFN çivi vida ölçüleri (Stryker, Katalog)

2.6. Plakalar

Plakalar, kırık kemik tedavisinde kullanılan vidalar ile iç sabitleme, kırılmanın azalmasını sağlama ve koruma amaçlar. Bu kuvvet iletiminin mekanik bir fonksiyonudur (Cordey, Borgeaud, Perren, 2000). Bu nedenle plakanın kemik üzerine vidalarla sıkıca sabitlenmesi gerekir. Plakaları sabitlemek için gerekli baskıyı vidalar aracılığıyla vermek gerekir. Böylece yüklenme sırasında plaka ile kemik arasında kayma olması engellenmiş olur. Ayrıca kemik stabilizasyonunu sağlayarak kemiğin hızlı iyileşmesine katkı verir. Kemik üzerindeki gerilmeleri azaltmaya yardımcıdır. Hali hazırda kullanılan çeşitli plakalar Şekil 2.24'te gösterilmiştir.



Şekil 2.24. Hali hazırda kullanılan çeşitli plakalar

2.7. Malzeme Özellikleri

Kırık tedavisinde kullanılan implantlar; direkt vücut dokuları, akışkanları ve kemik ile sürekli ya da kısmi olarak temas ederler. Bu yüzden implant malzemesi olarak vücut ile yapısal olarak uyumlu, vücut dokularının mekanik davranışına en iyi şekilde uyum sağlayan biyomalzemelerden seçilirler. Biyomalzemeler kimyasal tepkimeye girmeyen, vücutta herhangi bir alerji ya da enfeksiyona neden olmayan, korozyona direnci yüksek malzemelerdir. Bu malzemeler dokuların, kas ve iskelet sisteminin görevini yerine getirebilmesinde faydalanılan doğal ya da sentetik yapılardır. Seramikler, polimerler ve

kompozit malzemeler biyomalzemedir. Biyomalzemelerin uygulama alanları Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Biyomalzeme çeşitleri ve kullanım alanları (Çeper 2014)

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi	
Eklemler	Titanyum
Kırık kemik uçlarının tespitinde kullanılan ince metal levhalar	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları
Kemik dolgu maddesi	Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları
Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde	Poli(metil metakrilat) (PMMA)
Yapay tendon ve bağlar	Hidroksiapatit
Diş implantları	Teşon, poli(etilen teraftalat)
	Titanyumi alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-Damar Sistemi	
Kan damarı protezleri	Poli(etilen teraftalat), teşon, poliüretan
Kalp kapakçıkları	Paslanmaz çelik, karbon
Kataterler	Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar	
Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları	
İç kulak kanalında	Platin elektrotlar
Göz içi lensler	PMMA, silikon kauçuk, hidrojenler
Kontakt lensler	Silikon-akrilat, hidrojenler
Kornea bandajı	Kolajen, hidrojenler

İdeal malzemenin temel gereksinimleri biyoyumluluk, biyomekanik eşdeğerlik ve klinik uyumluluktur. Sistemik olarak toksik olmayan, immünojenik olmayan ve kanserojen olmayan bir materyal biyoyumludur. Biyomekanik eşdeğerlik, fizyolojik yüklemeyi yani geri yükleme yeteneğini ifade eder. Materyal implantasyon için güvenli olmalı ve korozyona veya bozulmaya uğramadan kırık iyileşmesini takiben kolayca çıkarılabilmelidir. Materyal ultrason, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi gibi tüm görüntüleme modlarından olumsuz etkilenmemelidir.

Kemik, mekanik yüklere yanıt veren canlı bir dokudur. Kemik mineral içeriğinin dengesi ve kırık iyileşmesi, sürekli yük aktarımına bağlıdır. Bununla birlikte, kemik dokusu fizyolojik yükler yaşamazsa, mineral içeriğini kaybetmeye başlar. Bu nedenle, intramedüller çivi gibi bir yük paylaşma cihazını üretmek için kullanılan malzemelerin, gerilimi hem çiviye hem de kemiğe uygun şekilde dağıtma kabiliyetine sahip olması hayati önem taşımaktadır. Malzemenin bu elastik modülü kemiğinkine yakın olmalıdır.

Günümüzde titanyum, paslanmaz çelik, kobalt, krom ve zirkonyum korozyon direnci ve mekanik özellikleri bakımından uygunluğu dolayısıyla en çok kullanılan biyomateryallerdir (Das ve Sarangi, 2014). Günümüzde karbon fiber de implant malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Titanyum alaşımlarının elastik modülü, kortikal kemiğinkinden 6 kat daha büyüktür. Paslanmaz çeliğin elastik modülü kortikal kemikten 12 kat daha büyüktür. Bu nedenle titanyum alaşımları, gerilim korumasının önlenmesi için daha iyi implant malzemeleridir. Kırıklarda kullanılan implant, yüksek akma dayanımı ve yüksek yorulma direncine sahip bir malzeme olmalıdır. Ti-6Al-4V (TAV) ve Ti-6Al-7Nb (TAN) gibi titanyum alaşımları, implantların yapımında kullanılmaktadır. Özellikle büyümekte olan kemikler için kemik plakası olarak titanyum en uygun materyaldir (Satapathy, Sahoo, 2017). Krom veya nikel metallerine alerjisi olan hastalar için TAV önerilir. Malzeme özellikleri Çizelge 2.2'de listelenmiştir.

Çizelge 2.2. Malzeme Özellikleri (Angadi 2017)

MALZEME	Akma Gerilmesi(Mpa)	Kopma Gerilmesi(Mpa)	Elastisite Modülü(Gpa)
TİTANYUM	485	550	104
Tİ-6AL-4V	880	950	113,8
Tİ-6AL-7Nb	800	900	105
316L PASLANMAZ ÇELİK	690	860	200

2.8. Sonlu Eleman Modeli

Sonlu eleman modeli yapının dört ilgili yönünü tanımlar; yükleme koşulları, geometri, malzeme özellikleri ve sınır koşulları. Ayrıca fiziksel sistemi temsil etmek için kullanılan tüm düğümleri, elemanları, gerçek sabiti ve diğer özellikleri içerir.

Bir elemanın geometrik şekli, düğüm adı verilen geometrik noktalarla tanımlanır. Sonlu eleman modelindeki her düğüm, kendisine benzersiz bir şekilde atanmış bir sayı (bir düğüm numarası) ile kodlanmış olur. Böylece, her bir düğüm geometrik bir koordinat konumunu temsil eder. Her elemanın köşesinde düğümler gereklidir, ancak yan düğümler olarak adlandırılan ek düğümler, bu köşe düğümlerini bağlayan çizgi veya eğri boyunca mevcut olabilir.

Eleman ağı genellikle sonlu eleman ön işlemcisi olarak adlandırılan bir bilgisayar programı tarafından otomatik olarak (en azından kısmen) oluşturulur. Bu program ağ numaralandırmasını düzenler. Bir düğüm noktası koordinat matrisi (eleman üyesi ve

yardımcı düğüm noktası numaraları) ve bir düğüm noktası koordinat matrisi (düğüm noktası numaraları ve bunların üç boyutlu koordinatları) oluşturur. Bu iki matris geometriyi tamamen karakterize eder. Sonlu elemanlar programı ayrıca young modülü ve poisson oranı gibi malzeme özelliklerini içeren bir matris gerektirir. Bu matris, kuvvetlerin yapıya uygulandığı düğüm noktalarının sayılarını, bu kuvvetlerin yönlerini ve büyüklüklerini içerir.

Bu bilgilere dayanarak, sonlu elemanlar programı tüm düğüm noktalarının yer değiştirmelerini hesaplar ve tüm düğümlerdeki ve eleman merkezlerindeki malzeme özelliklerinden gelen gerilmeleri hesaplar. Çözüm, sayısal olarak bir dizi doğrusal denklem aracılığıyla elde edilir ve denklem sayısı modeldeki serbestlik derecesi sayısına eşittir. Serbestlik derecesi sayısı, düğüm noktalarının sayısı ile her bir düğümdeki yer değiştirme bileşenlerinin sayısının çarpımı kadardır (2-B'de iki, 3-D modelde üç). Bir problem için gereken bilgisayar zamanı ve bellek alanı, serbestlik derecesine bağlıdır. Bilgisayar kapasitesinin, uygulanabilir model karmaşıklığı düzeyi için tek pratik sınır olması nedeniyle, zaman açısından verimli bir eleman ağı hayati önem taşımaktadır.

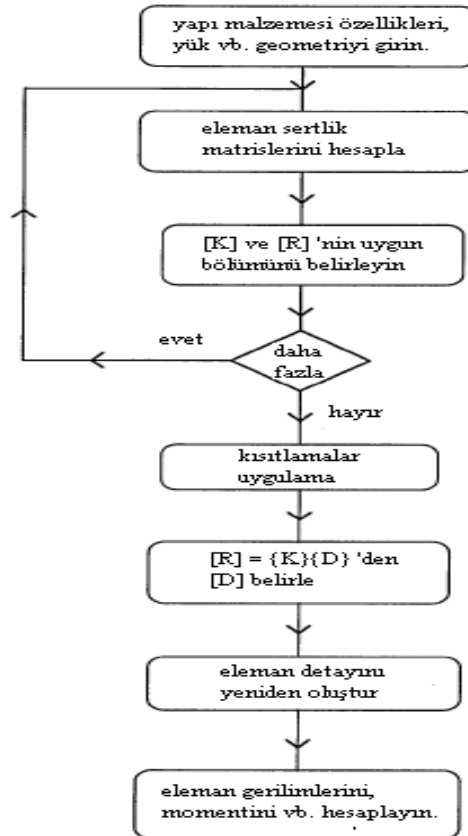
Gerilme analizinde uygulanan sonlu eleman analizi, minimum potansiyel enerji ilkesine dayanmaktadır. Bu, yüklü bir yapının, içinde depolanan enerjinin minimum olacak şekilde deforme olduğunu belirtir. Sonlu elemanın karakteristik özelliği, yapıdaki toplam enerjinin her bir elemanın bireysel katkılarında ayrıklaştırılmış olmasıdır. Bir öge üzerindeki tüm kuvvetlerin düğüm noktalarında yoğunlaştığı varsayılır. Bu düğüm noktası kuvvetleri ile düğüm noktası arasındaki ilişki yer değiştirmeler, eleman sertlik matrisi adı verilen bir dizi parametre ile ifade edilir. Bu matristeki parametreler, elemanın özgül yapısına ve temsil ettiği malzemenin özelliklerine bağlıdır. Newton yasasını düğüm noktalarına uygulayarak düğümlerin rijitlik matrisleri oluşturulur ve bunlar birleştirilerek analizi yapılan yapının genel rijitlik matrisi oluşturulur. Bu matris, yapıdaki enerjiyi karakterize eder (Chang, 1994).

Serbestlik derecesini bir düğümün yer değiştirmesi veya dönüşü olarak tanımlayarak, sertlik denklemi oluşturulabilir:

$$[k]x[d] = [r] \quad (2.10)$$

Sertlik matrisi, yapısal problemler için ve kendine eş olan diferansiyel denklemleri yönetmek için her zaman simetrik ve pozitif tanımlıdır. Köşegen katsayıları, k_{ji} , her zaman pozitifdir ve aynı sıradaki köşegen dışı değerlerle karşılaştırıldığında nispeten büyüktür. Matris ve vektör boyutları, eleman düğümlerindeki serbestlik derecesi sayısına bağlıdır.

Bir gerilme veya yer değiştirme alanı denge, uyumluluk ve sınır koşullarını sağlıyorsa, bir çözüm bulunmuştur. Bu, bir anlamda sonlu eleman analizi ile ilgilidir. Eğer elemanlar yer değiştirme alanlarına dayanıyorsa düğüm yer değiştirmeleri birincil bilinmeyenlerdir. O zaman elemanlar içindeki uyumluluk koşulu sağlanır. Uygun şekilde seçilen alanlar aynı zamanda öğeler arasında uyumluluk sağlar ve yer değiştirme sınır koşullarını karşılar. Denge denklemleri ve stres üzerindeki sınır koşulları yaklaşık olarak sağlanır. Daha fazla serbestlik derecesi kullanıldıkça gerçek çözüme o kadar çok yaklaşılar. Sonlu elemanlar yönteminin akış diyagramı Şekil 2.25'te gösterilmiştir.



Şekil 2.25. Sonlu elemanlar yönteminin akış diyagramı (Chang 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Sonlu eleman analizlerindeki en zor adımlar, modelin oluşturulması ve sonuçların modelin sınırlamaları ışığında yorumlanmasıdır. Bilgisayar çıktısının doğruluğunu, geçerliliğini ve önemini değerlendirmek için önemli ölçüde uzmanlığa ihtiyaç vardır. Doğruluk, temel olarak yeterli ağ yoğunluğu ile ilgili bir sorudur. Yakınsama kontrolleri (hesaplamaları daha ince bir ağ ile tekrarlamak) her zaman mümkündür, ancak bazen pahalıdır. Sonuçların geçerliliğini değerlendirmek, model sınırlamalarının gerçekçi bir değerlendirmesini gerektirir. Diğer bir olasılık, teorik sonuçları deneysel sonuçlarla karşılaştırmak için sonlu eleman modellerinde simüle edilebilen laboratuvar modelleri üzerinde deneyleri doğrulamaktır.

Femurun ve protezin sonlu eleman analizi için modellenmesi, kemik geometrisinin belirlenmesini ve ardından protezin tasarlanmasını gerektirir. Karmaşık kemik geometrisi nedeniyle kemik sınırlarını doğru bir şekilde belirlemek zordur. Bilgisayarlı tomografinin (BT) gelişmesiyle kemik yapıları elde etmek artık mümkün. BT tekniği, kemiğin iki boyutlu enine kesit taramaları serisini kullanarak kemiğin üç boyutlu görüntüsünü gösterir. BT verileri, üç boyutlu bir sonlu eleman modeli oluşturmak için dönüştürülebilir. Karmaşık sınır koşulları, karmaşık kemik geometrisi ve anizotropik, homojen olmayan, viskoelastik mekanik özelliklerle birlikte, protezli femoral kemiklerin sonlu eleman stres analizlerinin doğruluğunu etkiler. Bilgisayarlı tomografi protezli femurun sonlu elemanlar stres analizi için verimli bir model sağlar.

Deney ihtiyacına rağmen, sayısal modeller aynı zamanda farklı yük durumlarında femur davranışının anlaşılmasında yardımcı olabilir. Bu bağlamda, sayısal modeller kırılma sürecini anlamak için yararlı bir yol sağlar ve nihayetinde görüntü tanılamalarına dayanarak kırılma riskinin değerlendirilmesine yardımcı olur. Kemik kırılmasının sayısal modellenmesi kemiğin mekanik özelliklerinin etkisi nedeniyle zor bir iştir. Doğru tahminlerin gerçekçi bir kemik davranışı karakterizasyonuna güçlü bir şekilde bağlı olduğunu belirtmekte fayda var. Yaş, hastalık, beslenme ve diğer faktörlere bağlı olarak literatürde kemik mekanik özelliklerinin sayısal değerleri hakkında geniş bir dağılım vardır (Marco, Rodríguez-Millán, Santiuste, Giner, Miguélez, 2015). Kırılma yükünün bu parametrelere olan bağımlılığı Marco ve ark. tarafından incelenmiştir. Bilgisayar modellemedeki gelişmeler hem mikro hem de makro ölçekte kemik kırılmasının analizine izin verir (Ural ve Mischinski, 2013).

2.9. Sonlu Eleman Yöntemi

Sonlu eleman analizi (FEA), birçok mühendislik disiplininde yaygın olarak uygulanan sayısal bir problem çözme yöntemidir. Mühendisler tarafından ürün tasarımını değerlendirmek için gerçek yaşam koşullarını simüle etmek için kullanılır. Böylece geliştirme maliyetlerinden tasarruf edilir ve tasarımın iyileştirilmesine katkı sağlar. Bu teknik, son otuz yılda hesaplama teknolojisindeki hızlı ilerlemeyi takiben ortopedik biyomekanik araştırmalarında popülerlik kazanmıştır (Angadi, 2017).

Protezli femurun sonlu eleman modelinin toplam gereksinimleri kapsamlıdır. Kemik, implante edilen materyale tepki olarak sürekli gelişen canlı bir materyaldir. Bu, modellemesi zor olan kemik-protez ara yüzünde değişen sınır koşullarına yol açar. Ara yüz gerilmelerinin ölçülmesi zor olduğundan, ara yüz gerilimlerini hesaplamının en iyi yolu sonlu eleman yöntemidir. Protezli femurdaki sonlu elemanlar yönteminin stres hesaplamaları bir dizi varsayım gerektirir. Bunlar, kortikal ve süngerimsi kemik arasındaki sınırın belirlenmesini, malzeme özelliklerini ve dağılımlarını ve bir modelin yükleme koşullarını içerir. Bu varsayımlar sonuçları önemli ölçüde etkiler.

Yük koşulları, sonlu eleman gerilim analizi için önemli değişkenlerdir. Her bir yükleme sistemi, farklı stres modellerine yol açar ve farklı sonuçlarla sonuçlanabilir. Bir protez ile femurun stres analizi, en genel anlamıyla, gerilim, gerinim, bükülme ve torsiyon kombinasyonunu içerir

2.9.1. Temel tanımlar ve kavramlar

Sonlu elemanlar yöntemi (FEM), belirli bir problemin çözümü için enerji ilkelerini, diferansiyel denklemleri bir matris denklem sistemine dönüştürme ve ardından yaklaşık bir çözüm sağlamak için denklemleri çözme ilkesine dayanmaktadır (Angadi, 2017). Bilgisayar simülasyonu, gerçek dünya etkilerini değerlendirmek için farklı yükleme koşullarına tabi olan deneysel modelleri temsil etmek için bilgisayar destekli tasarım (CAD) modellerini kullanır.

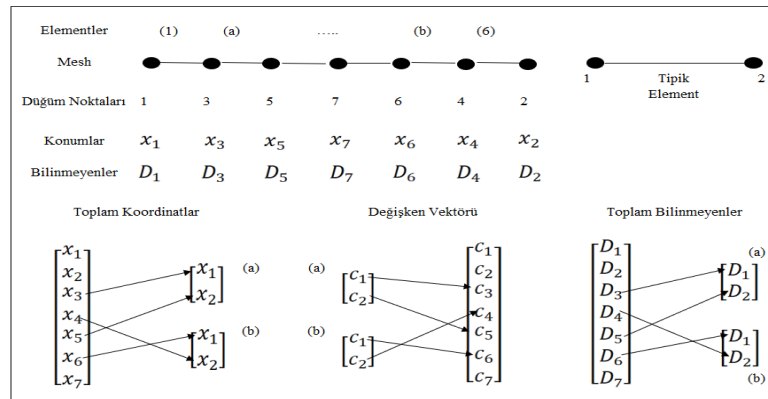
Femur gibi bir yapıya harici bir yük uygulandığında, yer değiştirme meydana gelir ve gerilmeler oluşur. Bu problemi çözerken $F = kd$ gibi basit bir doğrusal denklem femurun altında yatan karmaşık geometri nedeniyle tüm yapı için güvenilir sonuçlar sağlamaz ama karmaşık yapı içindeki küçük bir malzeme bölgesi için hala geçerlidir. Bu yaklaşım,

FEM'in temel temelinini oluşturur. Katı mekanikte yer değiştirme temel bilinmeyen veya alan değişkenini temsil eder. Bu nedenle, sonlu elemanlar yöntemi, çözüm bölgesini (veya yapıyı) elemanlar adı verilen küçük parçalara bölerek ve bilinmeyen alan değişkenlerini her elemanla (düğüm) varsayılan yaklaşım fonksiyonları cinsinden ifade ederek bilinmeyenleri sonlu bir sayıya indirger. Dolayısıyla, yapıdaki her eleman için yukarıdaki denklem aşağıdaki gibi gösterilebilir,

$$[k]_e[d]_e = F_e \quad (2.11)$$

Bu eşzamanlı denklemleri çözerek düğüm bilinmeyenleri (yer değiştirme değerleri) açısından bir çözüm elde edilir. Bu düğüm değerlerini kullanarak ek parametreler yani gerilmeler, gerinimler, momentler hesaplanır.

Yukarıdaki süreç ile sonuçta ortaya çıkan yer değiştirme ve femurda oluşan gerilmeler FEA kullanılarak tahmin edilebilir. Bu süreçte femurun karmaşık şekli nodul denilen sınırlı sayıda daha küçük yapılara (ayrıklaştırılmış) bölünür ve düğüm adı verilen belirli noktalarda birbirine bağlanan bir eleman ağı oluşturur. Bu, basit denklemlerin her bir öge için kabul edilebilir doğrulukla çözülmesini sağlar. Daha sonra tüm femur için yaklaşık bir çözüm ardışık hesaplama kullanılarak çözümlerin bir elemandan diğerine aktarılmasıyla tahmin edilir. Sonlu eleman ağı oluşturma, en az iki veri kümesi oluşturur (Şekil 2.26).

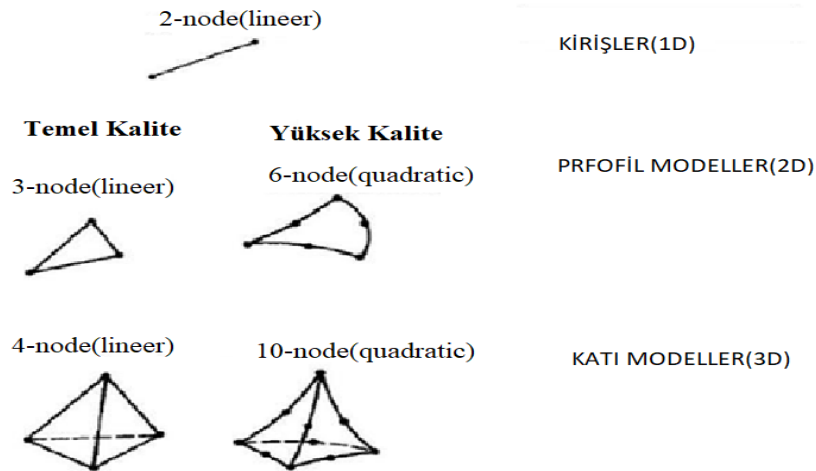


Şekil 2.26. Lineer elementler için koordinat ve değişken çözüm matris örneği. (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır)

ANSYS simülasyonu gibi bir yazılım paketi kullanan FEA genel olarak üç aşamaya ayrılabilir: Ön işleme; sorun tanımlama aşamasıdır. CAD modeline dayalı sonlu eleman modelinin hazırlanmasını içerir. Ardından ilgili geometrik parametreler ve malzeme

özellikleri model için atanır. Bir sonraki adım modele etki eden yükleri ve sınır koşullarını tanımlamayı içerir. Sınır koşulu, modelin çevresi ile etkileşimi ile ilgili yapılan varsayımlar kümesini temsil eder. Başka bir deyişle, düğümler ve uzay arasında var olan ilişkidir. Modelin bir bölgesi veya bir bölümü, bir yükün uygulanması için seçilebilir (eksenel/dört noktalı bükme/burulma). Matematiksel terminolojide buna zorunlu olmayan koşullar veya Neumann sınır koşulları denir. Modelin destekleri ve kısıtlamaları daha sonra tanımlanır. Buna temel sınır koşulları veya Dirichlet sınır koşulları denir. ANSYS simülasyonunda, modelin farklı yükleme koşulları altındaki davranışını doğru bir şekilde tanımlamak için birkaç tipte koşullama mevcuttur. Sabit geometrilik koşul, kullanıcının nesnenin yüzünü, kenarını veya noktasını sabitlemesidir. Silindir/sürgü tertibatı, kullanıcı modelinin bir yüzünü düzlemde kaydırabilecek/yuvarlayabilecek ancak düzleme dik olarak hareket edemeyecek şekilde sabitlemesine imkan verir. ANSYS gibi paket programlarda birden fazla elemanlı yapılar arasındaki ilişkiyi belirlememize de imkan verir.

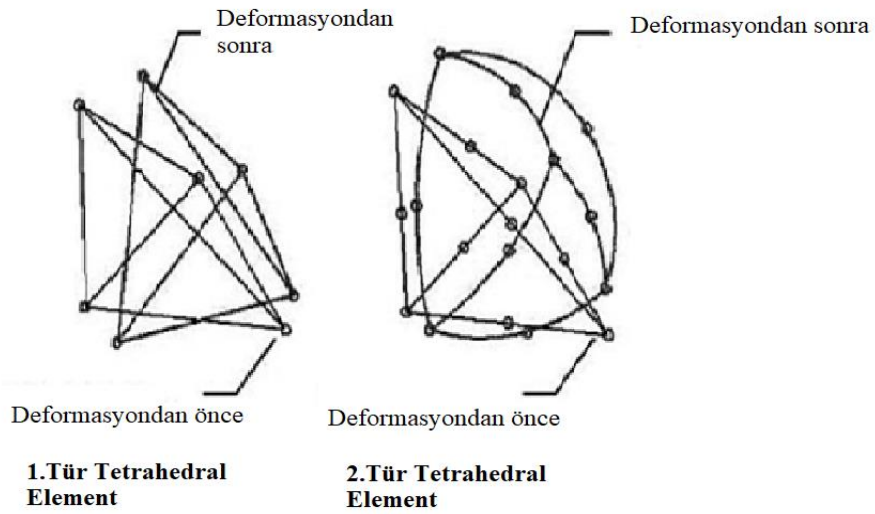
Sayısal analiz; bu aşama, bir ağ oluşturmak için modelin temel unsurlara ayrılmasını içerir. Temel unsurlar, belirli bir modelin malzeme bilgilerini içerir ve tüm bağlı düğümler için yüklerin yer değiştirmelere nasıl aktarıldığını belirler. Değerlendirilen modele ve boyutlarına bağlı olarak, ağ oluşturmak için farklı sonlu eleman türleri (birbirine bağlı geometrik varlıklar) kullanılır. Bunlar tek boyutlu çizgi elemanlarını, iki boyutlu düzlem elemanlarını ve üç boyutlu hacim elemanlarını içerir (Şekil 2.27). Üç boyutlu katı eleman, önceki ikisine kıyasla en çok yönlü eleman türüdür.



Şekil 2.27. Sonlu eleman türü (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır)

Düğümlemler, tüm tek boyutlu öğelerin uç noktalarını ve tüm iki ve üç boyutlu öğelerin köşelerini tanımlayan koordinat konumlarıdır. Serbestlik derecesi (SD), bir düğümle ilişkili bilinmeyenler veya matematiksel olarak çözülmesi gereken parametrelerdir. İlişkili yükler, SD ile aynı yön ve tipteki yüklerdir. Yapısal FEA için SD; yer değiştirmeler, burulmalardır ve ilişkili yükler; kuvvetler, momentlerdir.

Belirli bir model için ağ oluşturma süreci, ANSYS simülasyonunda kullanıcıya sunulan iki seçenekle otomatikleştirilir. Birincisi, Voronoi-Delaunay üçgenlemesi ilkesine dayanan standart ağ oluşturucudur. İkinci seçenek, ilerleyen ön bölümlenme tekniğini kullanır ve eğrilik tabanlı bir ağ oluşturur. Bu teknikte dört yüzlü elemanlar belirli bir üçgenleştirilmiş yüzeyden aşamalı olarak içe doğru inşa edilir. Hacim, yüzey alanı ve diğer geometrik ayrıntılara bağlı olarak yazılım, model için global bir eleman boyutunu tahmin eder. Dört yüzlü katı elemanlar birinci dereceden elemanlar (taslak kalite) veya ikinci dereceden elemanlar (yüksek kalite) olabilir. Birinci dereceden dört yüzlü elemanlar, yük uygulamasından sonra elemanın deformasyonundan sonra bile bu şekil özelliğini koruyan düz kenarlara ve düz yüzlere sahiptir (Şekil 2.28).



Şekil 2.28. Birinci ve ikinci dereceden elemanların deformasyonlarının gösterimi (Angadi 2017'den değiştirilerek alınmıştır)

Son aşama; sayısal analizden elde edilen sonuçların sistematik bir şekilde değerlendirilmesini ifade eder. Sonlu eleman modelinin farklı bölümlerinde ortaya çıkan yer değiştirme ve gerilim görselleştirilir ve kaydedilir. Ayrıca, sonlu eleman modelinin bir yüke tepkisi, dinamik davranışı değerlendirmek için bir animasyon olarak ANSYS simülasyonunda görüntülenebilir.

2.10. Ansys Analiz Temelleri

Son yıllarda insan femur kırığı temel olarak kadavra ve sentetik kemiklere odaklanan deneysel bir yaklaşım kullanılarak analiz edilmiştir. Günümüzde, hesaplama teknolojilerindeki gelişmeler femur kırığı analizi için sonlu elemanlar yöntemi gibi sayısal yöntemler kullanılmasına izin verir (Marco, Giner, Larraínzar-Garijo, Caeiro, Miguélez, 2018). Bir süreklilik probleminin sayısal çözümünde, bir cebirsel denklem sistemi kurmak ve çözmek gerekir. Bu nedenle, bir sonlu eleman analizinin önemli bir aşaması sonlu eleman matrislerinin hesaplanmasıdır. ANSYS yazılımında kullanılan sonlu eleman idealizasyonuna dayanan matris yer değiştirme yöntemidir. Sonlu eleman yer değiştirme yönteminde seçilen yer değiştirme denklemlerinin yer değiştirme sınır koşullarını sağlaması gerekir ve elemanların sınırlarında yer alan ayrı düğüm noktalarında birbirine bağlı olduğu varsayılır. Bu düğüm noktalarının yer değiştirmeleri temel bilinmeyen olarak alınır ve toplam yer değiştirme bu ayrık değişkenler ile tanımlanır. Ayrık yer değiştirmeler bilindiğinde gerilmeler yer değiştirme ilişkilerinden ve gerilim/gerinim ilişkilerinden belirlenir. Sonlu eleman analizinde yer alan genel prosedürler aşağıdaki gibidir (Chang, 1994):

- Analizi yapılacak malzemeyi düğüm noktalarına ayırma,
- Düğümlerdeki denklemlerin türetilmesi,
- Tüm problemin denklemlerini elde etmek için düğüm denklemlerinden yararlanma,
- Problemin sınır koşullarının girilmesi,
- Oluşan denklemlerin çözümüdür.

ANSYS sonlu elemanlar programı, enerji prensibine dayalı çözüm sunar. Buna göre virtuel iş;

$$\delta U = \delta V \quad (2.12)$$

formülü toplam iç gerilme enerjisidir. Toplam potansiyel enerji;

$$\delta U = \int_V \delta \epsilon^T \sigma dv \quad (2.13)$$

formülü ile hesaplanır. Tek bir düğümdeki tüm enerji;

$$\delta V = (\delta u)^T F + \int_V \delta u^T b dv + \int_A \delta u^T s dA \quad (2.14)$$

verir. Burada u , F , b ve s sırasıyla düğüm yer değiştirme, dış kuvvet, iç kuvvet ve yüzey çekme vektörünü gösterir. Virtüel iş denkleminde δU ve δV yerine koyulursa,

$$Ku + f = F \quad (2.15)$$

Eşitliği bulunur. K ; sertlik matrisi, f ; kuvvet vektörüdür.

$$K = \int_V B^T D B dv \quad (2.16)$$

Burada B ve D sırasıyla bir şekil değiştirme fonksiyonu ve bir malzeme özellik matrisidir.

$$f = - \int_V N^T b dv - \int_A N^T s dA - \int_V B^T D \varepsilon_0 dv + \int_V B^T \sigma_0 dv \quad (2.17)$$

Burada N , ε_0 ve σ_0 sırasıyla yer değiştirme şekil fonksiyonunu, gerinim vektörünü ve gerilme vektörünü temsil eder. Virtüel iş denklemini matris olarak,

$$\begin{bmatrix} K_{ii} & K_{ib} \\ K_{bi} & K_{bb} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_i \\ u_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_i \\ F_b \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} f_i \\ f_b \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

gösterilebilir. i ve b yer değiştirme serbestlik derecelerini göstermektedir. u_i ,

$$\{u_i\} = -[K_{ii}]^{-1}[K_{ib}]\{u_b\} + [K_{ii}]^{-1}\{R_i\} \quad (2.19)$$

$$R = F - f \quad (2.20)$$

Bu çözüm prosedürünün ana kısmı, sertlik matrisi K 'nın tersini hesaplamaktır. Tek Tek bulunan değerler toplanır.

$$\sum_{j=1}^n \frac{K_{pj}}{K_{pp}} u_j = \frac{R_p}{K_{pp}} \quad (2.21)$$

formülü şu şekilde düzenleyebiliriz,

$$\sum_{j=1}^n K_{pj}^* u_j = R_p^* \quad (2.22)$$

Sonlu elemanlar yönteminin diğer analiz tekniklerine göre sahip olduğu temel avantaj, genelliğidir. Karmaşık bir sınıra ve yükleme koşullarına sahip herhangi bir modelde doğru bir analizin gerçekleştirilebileceği bir dereceye kadar yaklaştırmak için birçok unsur kullanılması gerekmektedir. Ancak uygulamada mühendislik sınırlamalar ortaya çıkmaktadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Yüksek yükleme hızlarında kemik-implant sisteminde meydana gelen anlık gerilme değerlerini düşürebilmek için mevcut implant modelleri üzerinde bir takım konstrüksiyonel değişiklikler yaparak alternatif modeller geliştirmek üzere yapılan bu çalışmada, hali hazırda kullanılan 3 farklı implant modeli üretici kataloglarından seçilmiştir. Seçilen bu implantlar modelleri sırasıyla Mevcut İmplant-1, Mevcut İmplant-2, Mevcut İmplant-3 olarak adlandırılmıştır. İmplantların hepsi kemik shaft kısmında meydana gelen kırıklar için kullanılmaktadır. Kataloglarda yer alan teknik özellikler baz alınarak çizimler, ölçülendirmeler ve 3D modellemeler Solidworks 2012 programında gerçekleştirilmiştir.

Kemik shaft kırıklarında kullanılan implantlar ANSYS 19.2 programında analiz edildikten sonra çıkan sonuçlar ve teknik özellikler baz alınarak alternatif yeni tasarım implantlar ortaya konulmuştur. Sırasıyla Tasarım-1, Tasarım-2, Tasarım-3, Tasarım-4 olarak adlandırılmıştır.

3.1. Analizlerde Kullanılan İmplantlar

Kırık kemiğe vida yardımıyla sabitlenen implantın oluşturduğu sistem üzerine gelen yatay ve dikey yöndeki kuvvetin ayrı ayrı etkisini görmek için 3 adet mevcut ve 4 adet tasarım implant kullanılmıştır.

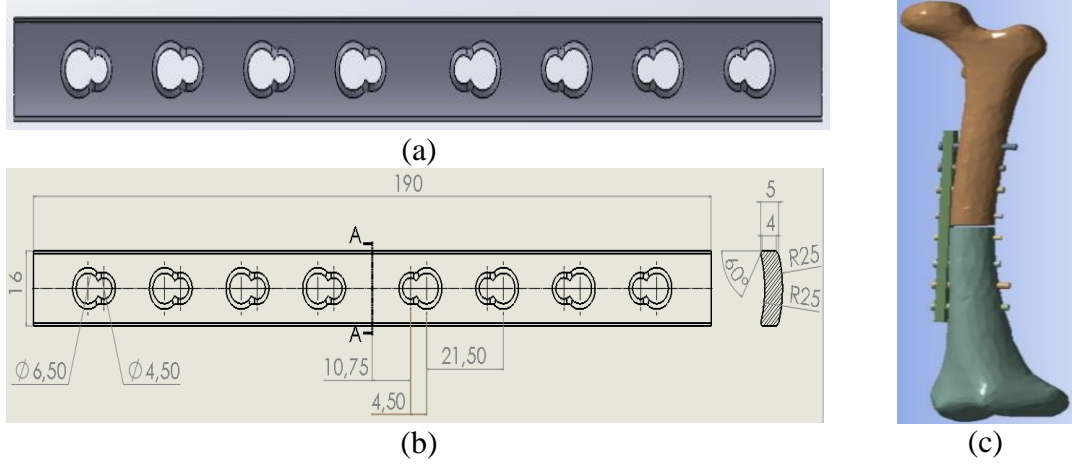
3.1.1. Mevcut implant-1

Uzun kemiklerin shaft bölgesinde meydana gelen kırıkları tedavi etmek için tasarlanmıştır. Özellikle femur kırıkları için gergi bandı plakaları olarak kullanılır. Ayrıca periprostetik kırıkların, osteopenik kemiğin, kaynamamaların ve yanlış kaynamaların tespitine yöneliktir (Tıpmed Medikal, Katalog). Piyasada satılan çeşitli uzunlukları Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. İmplant uzunlukları (TST Tıbbi Aletler, Katalog)

İMPLANT	UZUNLUK
Femur için 6 delikli implant	142
Femur için 7 delikli implant	168
Femur için 8 delikli implant	190
Femur için 9 delikli implant	212
Femur için 10 delikli implant	233

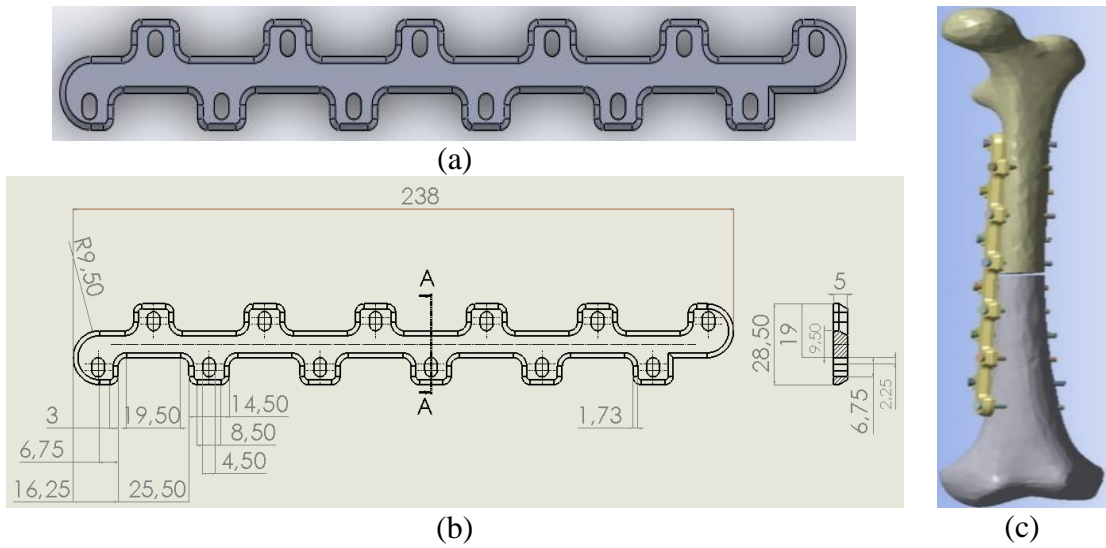
İncelenen kemiğin boyuna uygun olan uzunluk 190 mm ve 8 delikli olarak katalogdan seçilmiştir. Mevcut İmplant-1 modeli, teknik resmi ve montajlı hali Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Vida yuvaları $\text{Ø}4,5$ mm ve $\text{Ø}6,5$ mm çaplarında ve birbirlerine geçmiş şekilde kullanılmaktadır.



Şekil 3.1. İmplant-1 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali

3.1.2. Mevcut implant-2

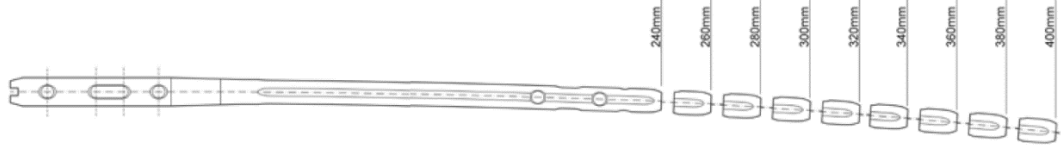
Femoral periprostetik shaft kırıklarında kullanılır. Yetişkinlerde femoral periprostetik kırıkların osteosentezine yöneliktir. Simetrik periprostetik femur diyafiz plakalarının iki ölçüsü vardır: 238 ve 314 mm, sırasıyla 12 ve 16 delikli (Medical EXPO, Katalog). İncelenen kemiğin boyuna uygun uzunluk 238 mm ve 12 delikli olarak seçilmiştir. Model, teknik resim ve montajlı hal Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. İmplant-2 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali

3.1.3. Mevcut implant-3

Silindirik çubuk şeklinde olan iç fiksasyon mevcut implant-3, 480 mm uzunluğuna kadar çeşitli ölçülerde üretilmektedir (Şekil 3.3).

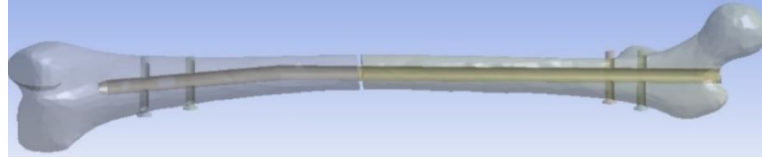


Şekil 3.3. İmplant-3 uzunluk ölçüleri (Stryker, Katalog)

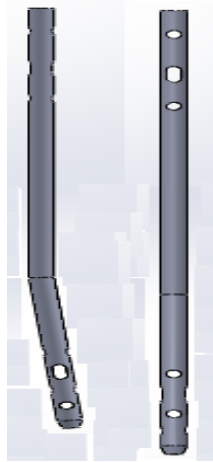
Kullanıldığı kırık türleri;

- Düşük ve genişletilmiş subtrokanterik kırıklar
- İpsilateral trokanterik kırıklar
- Kırıkların kombinasyonu (trokanterik alan / shaft)
- Patolojik kırıklar
- İzole veya kombine medial femur boyun kırıkları

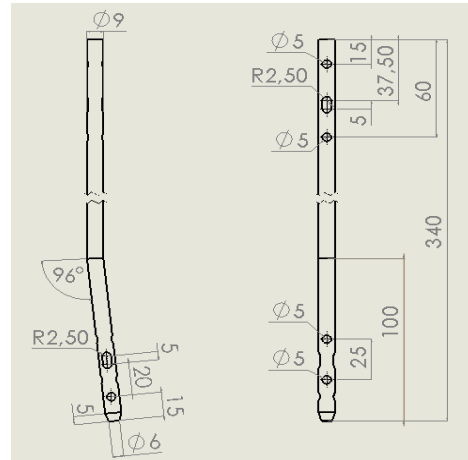
İncelenen kemiğin boyuna uygun uzunluk 340 mm olarak seçilmiştir. Mevcut İmplant-3 montajlı hali, modeli ve teknik resmi Şekil 3.4'te gösterilmiştir.



(a)



(b)

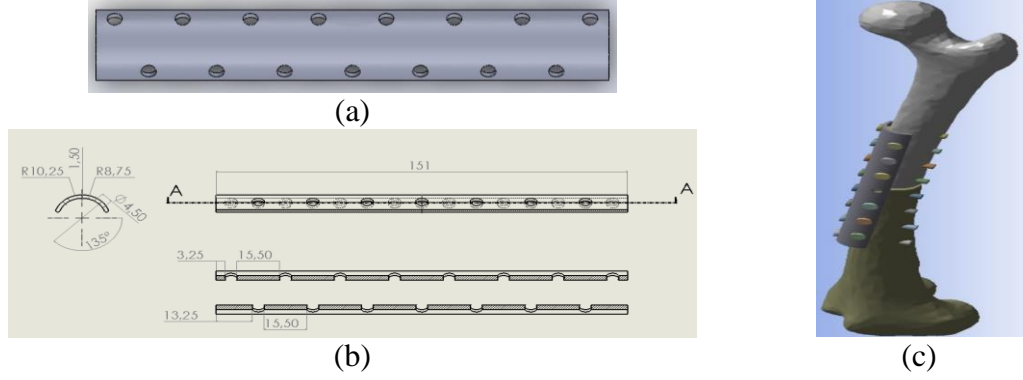


(c)

Şekil 3.4. İmplant-3 a) Montajlı hali, b) Modeli, c) Teknik çizimi

3.1.4. Yeni tasarım-1 implant

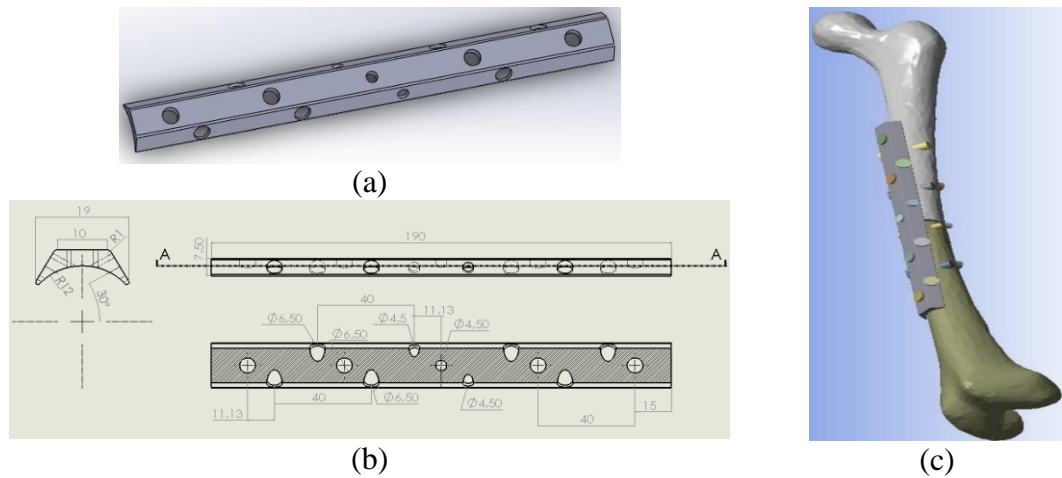
Bu tasarımda implant boyu 151 mm, et kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde kemik kavisine uygun eğrisel bir tasarım yapılmıştır. Eğrilik yarıçapı R10,25 mm'dir. Vida delikleri merkezle 45° açı yapmaktadır. Vida delik çapları $\varnothing 4,5$ mm ve delikler arası uzaklık 15,5 mm'dir. Tasarım-1 modeli, teknik çizimi ve montajlı hali Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Tasarım-1 a) Modeli, b) Teknik çizimi, c) Montajlı hali

3.1.5. Yeni tasarım-2 implant

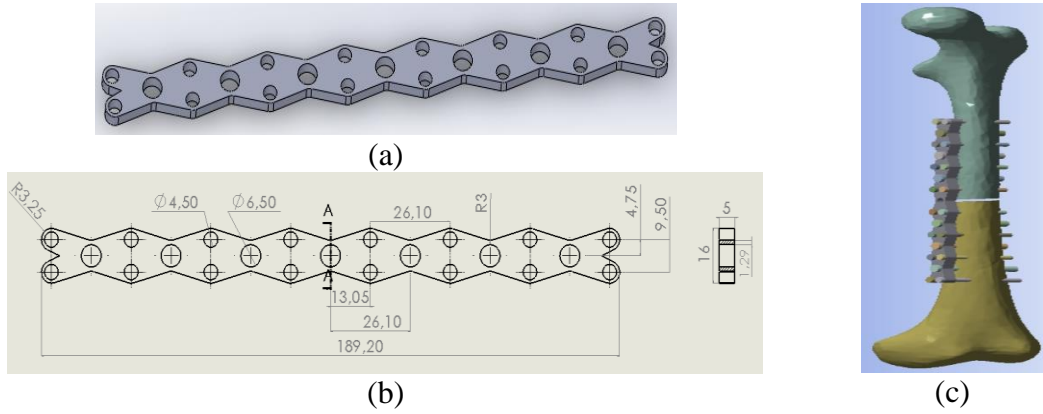
Genişliği 19 mm olan üst kısmı düz, alt kısmı eğrisel bir implanttır. Düz kısmın uzunluğu 10 mm, eğrilik yarıçapı R12 mm'dir. Merkez kısımda bulunan vida delik çapları $\varnothing 4,5$ mm, diğer delik çapları $\varnothing 6,5$ mm'dir. Düz kısımda bulunan vida delikleri arasındaki uzaklık 40 mm, yanal kısımda bulunan vida deliğinin düz kısımdaki vida deliğine uzaklığı ise 11,13 mm'dir. Yanal kısımdaki vida deliği merkezle 30° açı yapmaktadır. Tasarım-2 modeli ve teknik çizimi Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Tasarım-2 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali

3.1.6. Yeni tasarım-3 implant

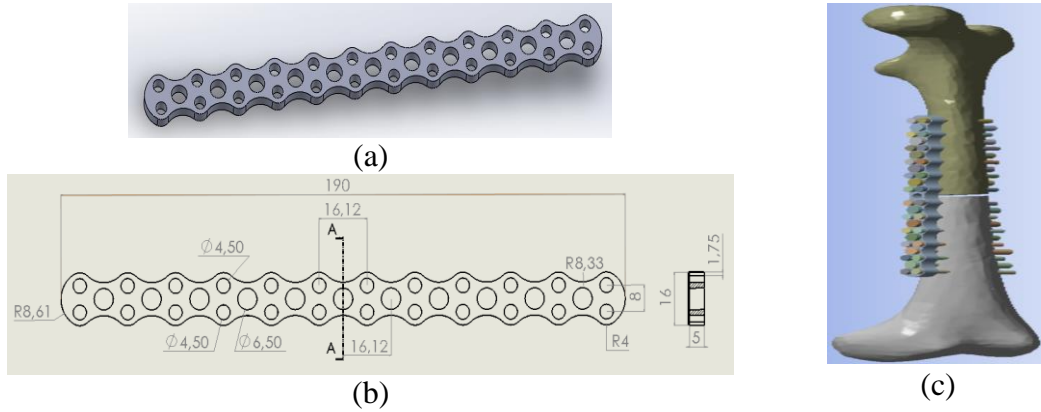
Toplam uzunluğu 189,20 mm, kalınlığı 5 mm ve genişliği 16 mm'dir. Doğrusal daralan ve genişleyen bir geometriye sahiptir. Daralan kısımlarda çapı $\varnothing 6,5$ mm, genişleyen kısımlarda çapı $\varnothing 4,5$ mm olan vida delikleri bulunmaktadır. Çapı küçük olan delikler arası yatay uzaklık 9,5 mm'dir. Vida delikleri arasındaki doğrusal uzaklık 26,10 mm'dir. İmplant-2 modeline göre vidalama kombinasyonları artırılmıştır. Tasarım-3 implantın model, teknik resmi ve montajlı hali Şekil 3.7'de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Tasarım-3 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali

3.1.7. Yeni tasarım-4 implant

Eğrisel daralan ve genişleyen geometriye sahip tasarımın toplam uzunluğu 190 mm'dir. Çapı $\varnothing 4,5$ mm olan vida delikleri arasındaki yatay uzaklık 8 mm, doğrusal uzaklık ise 16,12 mm'dir. Daralan bölgenin eğrilik yarıçapı R8,33 mm, genişleyen bölgenin eğrilik yarıçapı R4 mm'dir. Genişlik 16 mm, uç bitiş kısımdaki eğrilik yarıçapı R8,61 mm'dir. Tasarım-4 implantın model, teknik resmi ve montajlı hali Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Tasarım-4 a) Model, b) Teknik resmi, c) Montajlı hali

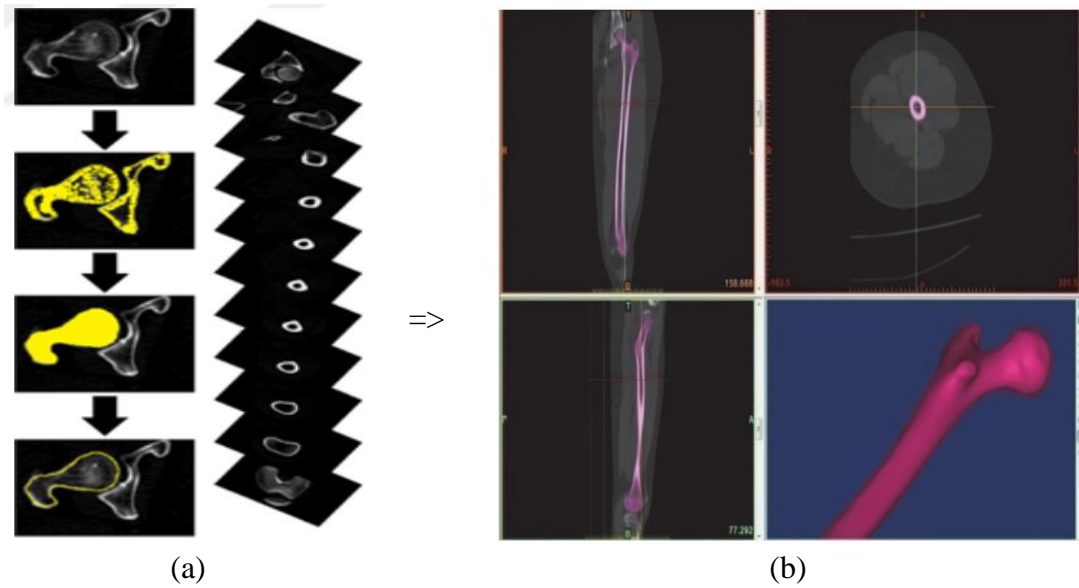
3.2. Analiz Çalışması

Kemiğin sürekli değişim içinde olan canlı bir yapısı, geometrisi, gözeneklilik ve yoğunluk bakımından karmaşık olması biyomekanik davranışının belirlenmesini zorlaştıran faktörlerdir. Bu konuda sonlu elemanlar analizi (FEA) araştırmacılara kolaylık sağlamaktadır. (Mohd Sheikh, Ganorkar ve Dehankar, 2016).

Sonlu elemanlar analizlerinde kemiğin geometrik modeli genellikle bilgisayarlı tomografi (BT) taramalarına dayanarak üretilir. Sonlu elemanlar analizleri kemik mekanik davranışının analizi için en çok tercih edilen bir hesaplama aracı haline gelmiştir. Hastalara özgü sonlu elemanlar modelleri genellikle klinik BT taramalarıdır. Bu tür taramalardan, kemik yoğunluğu dağılımının yanı sıra geometri de kolayca elde edilebilir. (Marangalou, Ito, van Rietbergen, 2012).

3.2.1. Kemiğin sonlu elemanlar modeli

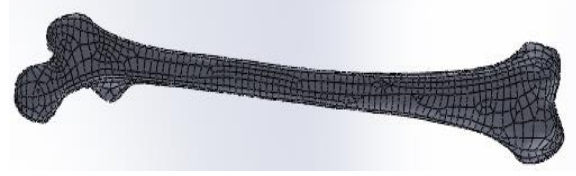
Femur kemiğinin morfolojisi asimetriktir ve üç düzlemde kavislidir; bu nedenle 3 boyutlu bir model oluşturmak zordur. Femur kemiğini modellemek için femur uzunluğu boyunca her 0,5 mm'de bir BT taraması yapılır (Şekil 3.9a). Daha sonra BT taraması DICOM (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) formatında kaydedilir ve femurun 3D modelini oluşturmak için Mimics (Materialize Interactive Medical Image Control System) yazılımına aktarılır (Şekil 3.9b)



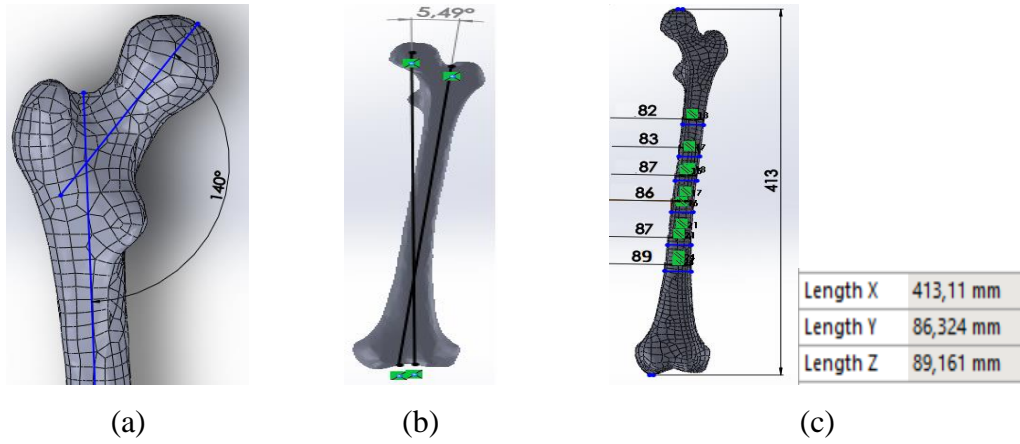
Şekil 3.9. a) BT tekniği ile femur model verisi oluşturma (Yetiş 2019), b) Mimics programında 3D kemik modeli oluşturma (Hamandi ve Goswami 2017)

Bu çalışmada Mimics programında oluşturulan kemik modeli daha sonra Solidworks programına aktarılmıştır (Şekil 3.10). Mesh işleminden sonra 15014 düğüm ve 75138 elemente sahip olan modelin mekanik eksen ve ölçüleri Şekil 3.11’de gösterilmiştir.

Statistics	
Nodes	15014
Elements	75138



Şekil 3.10. Kemik modeli



Şekil 3.11. Kemiğin a) Boyun diyafiz açısı, b) Mekanik eksen açısı, c) Ölçüleri

İncelenen kemiğin boyun diyafiz açısı 140° olup coxa valga olarak adlandırılır. Kemiğin mekanik eksen ölçüsü yaklaşık $5,5^\circ$ dir. Kemiğin maksimum uzunluğu 413 mm ve gövde çapı ortalama 85,5 mm’dir.

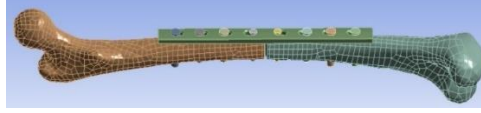
ATO/AO kırık sınıflandırmasına göre kemiğin gövde kısmından Basit-A tipi transvers olarak kırıldığı varsayılmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Kırık kemik modeli

Analizlerdeki tüm implant ve vidalar Solidworks programında modellenmiş ve implantlar kırık kemiğe vidalar yardımıyla monte edildikten sonra sonlu eleman analizi için ANSYS Workbench 19.2 programına aktarılmıştır (Şekil 3.13). ANSYS simülasyon modülü,

monte edilen yüzeyler arasında otomatik olarak temas oluşturur. ANSYS'de temas, 3 boyutlu, 8 düğümlü yüzey temas elemanıdır (Das ve Sarangi, 2014). Vida-implant, vida-kemik, implant-kemik temas özellikleri olarak birbirine bağlı, temas yüzeyleri birbiri üzerinden kayabilir ama birbirlerinden ayıramaz olarak tanımlanmıştır.



Şekil 3.13. Kırık kemik – implant montajlı hali

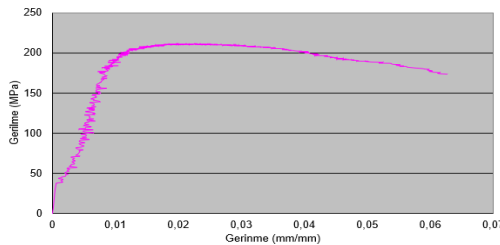
Ağ oluşturma için aynı boyut ve şekle sahip dört yüzlü eleman tercih edilmiştir. Mesh boyutu implant için en küçük 2 mm, kemik için en küçük 4 mm, vida için en küçük 3 mm olarak belirlenmiştir. Toplam mesh eleman sayısı 150000 ve düğüm sayısı 105000 civarı olmaktadır (Şekil 3.14). Moulgada ve ark. yaptığı çalışmada düğüm ve element sayılarının bu değerler civarında olması sonuçları yorumlamada yeterli doğruluk sağladığını göstermiştir.



Şekil 3.14. Mesh düğüm ve eleman sayısı

3.3. Analizlerde Kullanılan Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi

Kemik malzemesi için gereken mekanik özellikler statik ve dinamik deneylerden elde edilmiştir. İnsan femur kemiğine osteonel olarak benzeyen at kemiği kullanılarak Split Hopkinson Pressure Bar deney sistemi ile dinamik basma ve konvensiyonel cihazlar kullanılarak statik çekme/basma deneylerinden elde edilmiş sonuçlar ve malzeme özellikleri Şekil 3.15'te gösterilmiştir (Tüfekçi, 2008).



(a)

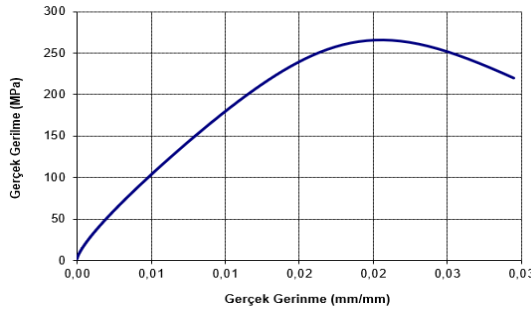
Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1602	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	17250	MPa
Poisson's Ratio	0,3	
Bulk Modulus	1,4375E+10	Pa
Shear Modulus	6,6346E+09	Pa
Uniaxial Test Data	Tabular	
Compressive Yield Strength	210,83	MPa

(b)

Şekil 3.15. a) Statik çekme/basma deneyinde elde edilen veriler, b) Malzeme özellikleri (Tüfekçi, 2008)

Statik basma/çekme deneyinden elde edilen verilerle oluşan Şekil 15a'daki grafikte akma mukavemeti 210,83 MPa olarak okunmaktadır. Elastisite modülü eğrinin doğrusal kısmından hesaplanmış ve 17250 MPa olarak bulunmuştur. Kemik yoğunluğu 1602 kg/m³, poisson oranı 0,3 olarak kemik malzemesi tanımlanmıştır.

Dinamik basma deneyinden elde edilmiş sonuçlar Şekil 3.16'da gösterilmiştir.



(a)

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	1602	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	18946	MPa
Poisson's Ratio	0,3	
Bulk Modulus	1,5788E+10	Pa
Shear Modulus	7,2869E+09	Pa
Uniaxial Test Data	Tabular	
Compressive Yield Strength	266,1	MPa

(b)

Şekil 3.16. a) Dinamik çekme/basma deneyinde elde edilen veriler, b) Malzeme özellikleri (Tüfekçi, 2008)

Dinamik basma deneyinden elde edilen verilerle oluşan Şekil 3.16'daki grafikte akma mukavemeti 266,1 MPa olarak okunmaktadır. Elastisite modülü eğrinin doğrusal kısmından hesaplanmış ve 18946 MPa olarak bulunmuştur. Tespit edilen bu değerler Ansys programına girilerek kemik malzemesi tanımlanmıştır.

Analizlerde kullanılan implant malzemesi Ti-6Al-4V olarak seçilmiştir. Ti-6Al-4V malzemesi için sonlu elemanlar modeline girilen özellikler Çizelge 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Ti-6Al-4V malzeme özellikleri

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	4419	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
Young's Modulus	1,138E+05	MPa
Poisson's Ratio	0,342	
Bulk Modulus	1,2004E+11	Pa
Shear Modulus	4,2399E+10	Pa
Tensile Yield Strength	880	MPa
Tensile Ultimate Strength	950	MPa
Isotropic Thermal Conductivity	17	W m ⁻¹ K ⁻¹
Specific Heat, C _p	525	J kg ⁻¹ C ⁻¹

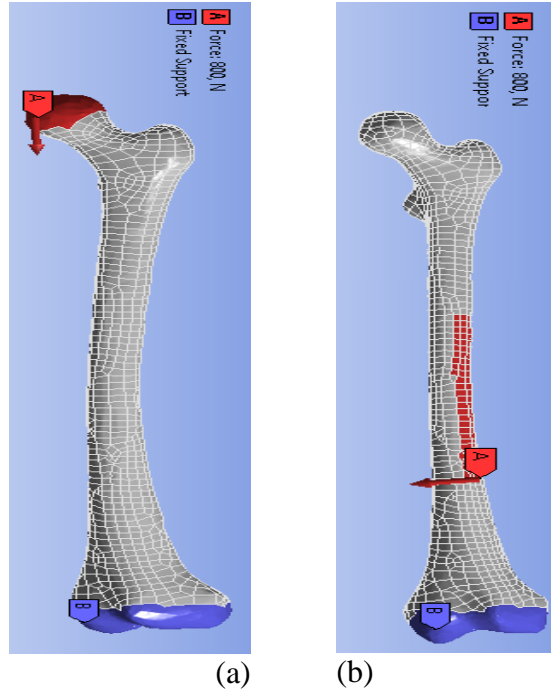
Ti-6Al-4V malzemesinin yoğunluğu 4419 kg/m³, elastisite modülü 113,8 GPa, poisson oranı 0,342'dir. Malzemenin akma gerilmesi 880 MPa, kopma gerilmesi 950 Mpa'dır.

4. BULGULAR ve TARTIŞMA

Piyasada mevcut olan 3 farklı implant ile tasarlanan 4 farklı implant modelinin “explicit dynamic” ve “statik structural” analizleri ANSYS 19.2 programında yapılmıştır.

4.1. Statik Analizler

Bu çalışmada göz önüne alınan implant-kemik sisteminin sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere İnsan ağırlığı 80 kg olarak kabul edilmiştir (Moulgada, 2018, Dhanopia, 2017, Dey, 2018). İnsan ayakta durduğunda bu kuvvetin direkt femur kemiğine geldiği kabul edilerek ilk olarak sağlam kemikte oluşan gerilmeler sonra da implantla sabitlenmiş kırık kemikte oluşan gerilmeler incelenmiştir. İncelenen modellere hem -x doğrultusunda aksenal yük hem de doğrultusunda eksene dik yönde 800 N’luk kuvvetler uygulanmıştır (Şekil 4.1). Solak yaptığı çalışmada, uyluk ve kaval kemiklerinin araç çarpması sonucu kemiklerde meydana gelen değişimlerini inceleyerek aracın yaya bacak koruma aparatı için sonuçlar elde etmiştir. Analiz modellemesini kuvvet, kemik gövdesine gelecek şekilde ve tek noktadan sabitleyerek belirlemiştir (Şekil 4.2). Bu modelleme şekli, incelenen kemik-implant sistemlerinin eksene dik gelen kuvvetin etkisi analiz edilirken uygunlanmış olup mesnetleme şartı olarak proximal epifiz serbest bırakılmış, distal epifiz ise sabitlenmiştir (Şekil 4.1b).



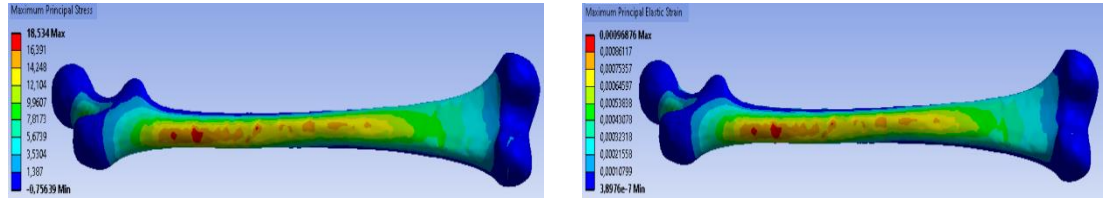
Şekil 4.1. Statik a) Aksenal yönlü modelleme, b) Eksene dik yönlü modelleme



Şekil 4.2. Kemik-araç çarpışma a) Bilgisayar modeli, b) Fiziksel test benzetimi (Solak 2017)

4.1.1. Sağlam kemikte oluşan statik gerilmeler

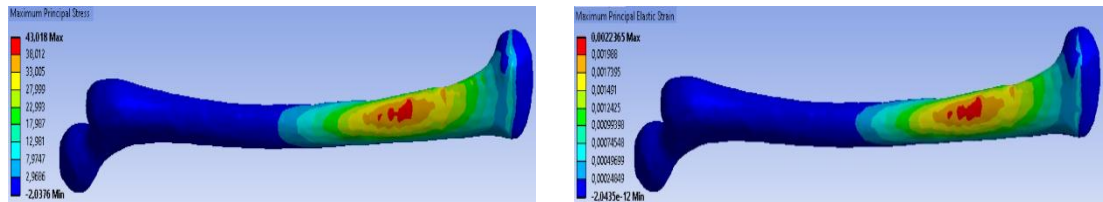
Eksenel doğrultuda uygulanan 800 N luk kuvvetin sağlam kemik üzerinde oluşturduğu gerilime dağılımları Şekil 4.3'te gösterilmiştir. Eksenel yük doğrultusu ile kemik shaftı eksenini tam olarak çakışmaması yükleme eksantritesi oluşturmakta ve bu, kemik üzerinde eğilme gerilmelerinin doğmasına neden olmaktadır.



Şekil 4.3. Sağlam kemik eksenel kuvvet statik analizi

Sağlam kemikte oluşan asal gerilme 18,534 MPa olarak bulunmuştur. En yüksek gerilme sağlam kemiğin baş kısmının gövde ile olan geçiş bölgesinde oluşmuştur. Elastik gerilme değeri 0,00096876'dır.

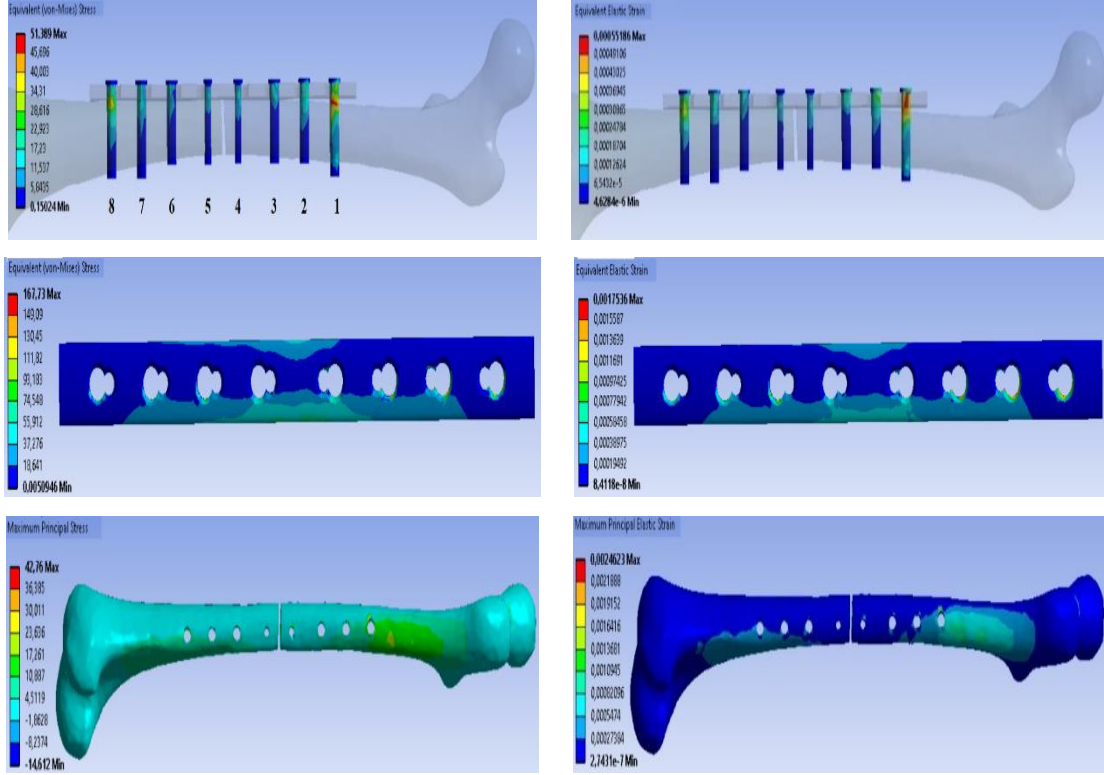
Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Söz konusu kuvvet kemik kesitinde direk olarak eğilmeye neden olacağından, beklendiği gibi gerilme (43,018 MPa) ve gerilme değeri (0,0022) eksenel yüklemeye oluşan değerlerden daha yüksek bulunmuştur.



Şekil 4.4. Sağlam kemik eksene dik kuvvet statik analizi

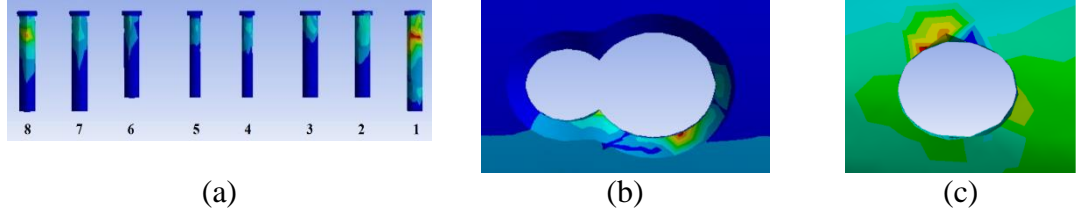
4.1.2. Mevcut implant1- kırık kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Kemiğe vida yardımıyla monte edilmiş İmplant-1 modeline dikey yönden gelen kuvvetin sistem üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



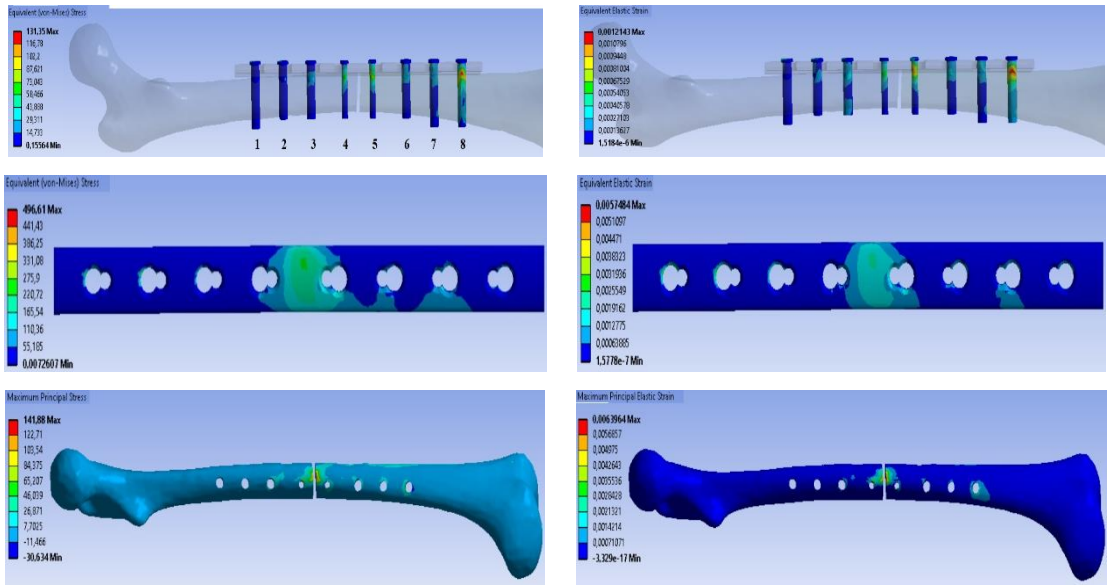
Şekil 4.5. İmplant1-kemik sistemi aksenal kuvvet statik analizi

Kırık kemik-implant sisteminde aksenal yönde 800 N kuvvet uygulandığında implantın kenar kısmında gerilmelerin oluştuğu ve kırık bölgesinde yoğunlaştığı; kemikte ise büyük trakonter altında yoğunlaştığı görülmüştür. İmplantı kemiğe sabitleyen vidalar incelendiğinde Şekil 4.37'deki numaralandırmaya göre 1. ve 8. vidalarda yüksek gerilmeler görülmüştür. En yüksek gerilme değeri (51,389 MPa) ve gerinme değeri (0,00055186) 1. vidada oluşmuştur. İmplantta oluşan yüksek gerilmeler ise 2. ve 3. vida yuvasında meydana gelmiştir. En yüksek gerilme değeri 3 numaralı vida yuvasında oluşmuştur. İmplantta oluşan en yüksek gerinim ise 2 numaralı vida yuvasında meydana gelmiştir. Kemikte meydana gelen en yüksek gerilme 1. vidanın çıkış yuvasında oluşmuştur (Şekil 4.6).



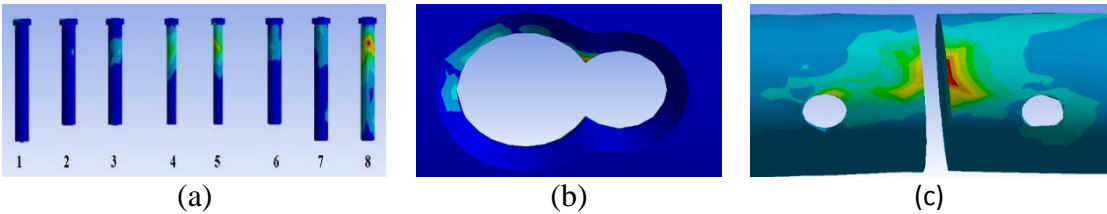
Şekil 4.6. Aksel kuvvet etkisinde implant1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

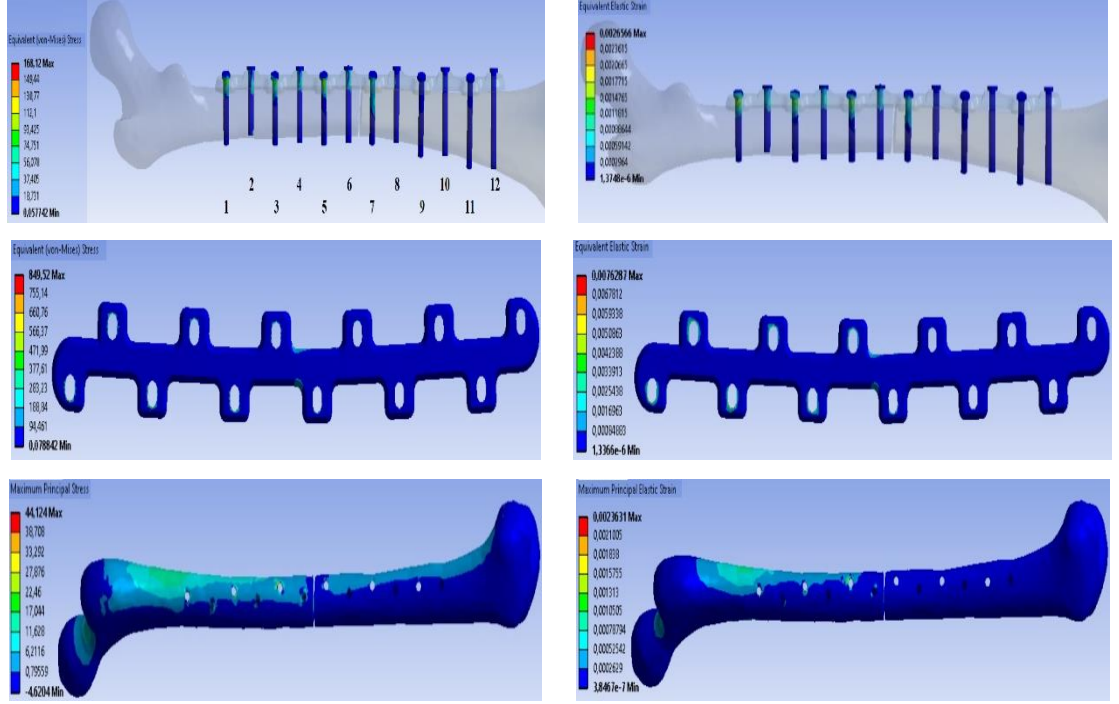
İmplantta ve kemikte meydana gelen gerilmeler kırık bölgesi olan orta kısımda yoğunlaşmıştır. İmplanttaki en yüksek gerilme 3. vida yuvasında meydana gelmiştir. İmplantı kemiğe sabitleyen vidalar incelendiğinde en yüksek gerilme değeri (131,35 MPa) ve gerilme değeri (0,0012143) 8. vidada oluşmuştur (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Eksene dik kuvvet etkisinde implant1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

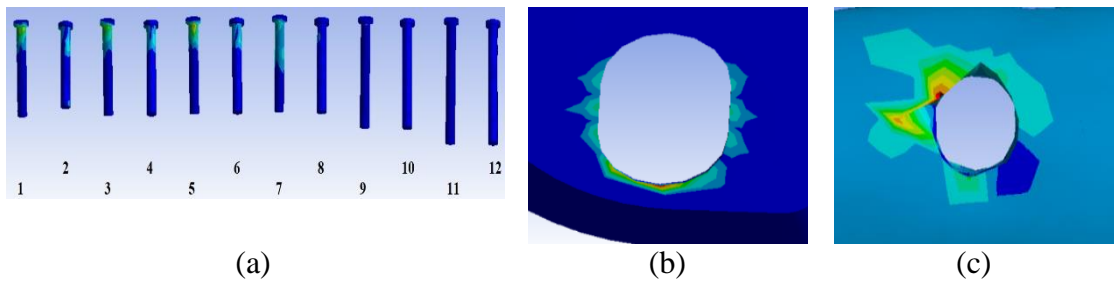
4.1.3. Mevcut implant2-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönden gelen kuvvetin 20° açı ile vidalanan kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.9’da gösterilmiştir.



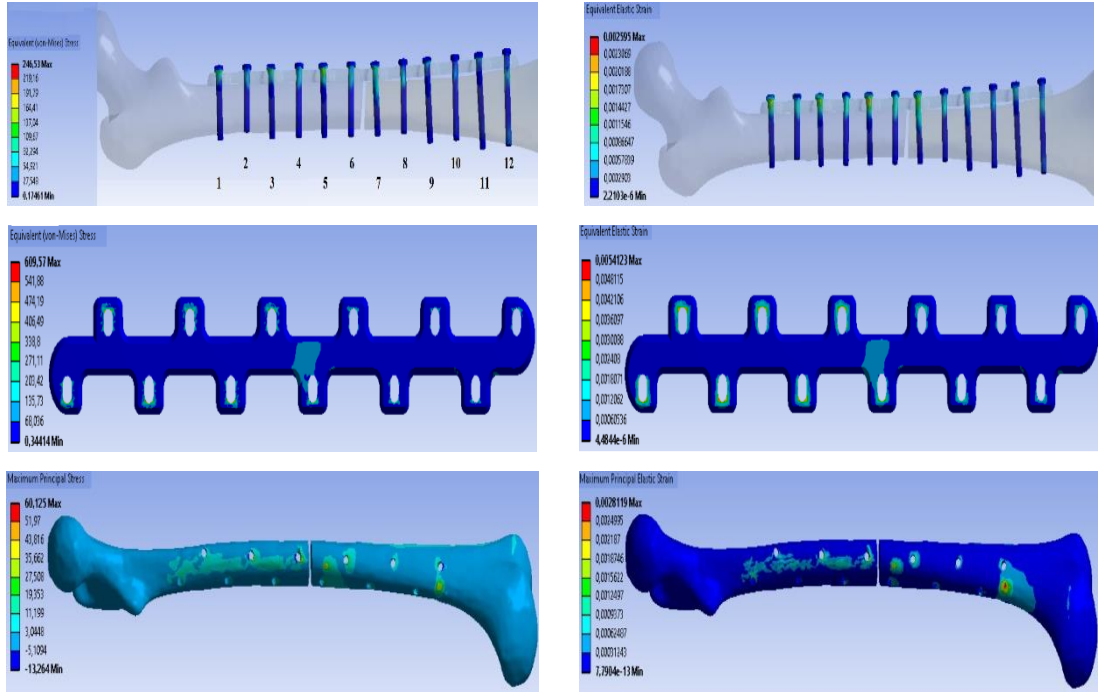
Şekil 4.9. İmplant2-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

Kemikte meydana gelen gerilmeler büyük trabekülün alt kısmında yoğunlaşmıştır. En yüksek gerilme 5. vida yuvasında oluşmuştur. İmplanttaki vida yuvalarında meydana gelen gerilmeler kuvvetin uygulandığı yönden uzaklaştıkça azalmıştır. En yüksek gerilme birinci vida yuvasında oluşmuştur. Vidalardaki en yüksek gerilme ve gerilme değerleri incelendiğinde sırasıyla 5. vidada 168,12 MPa, 1. vidada 0,0026566 olarak bulunmuştur (Şekil 4.10).



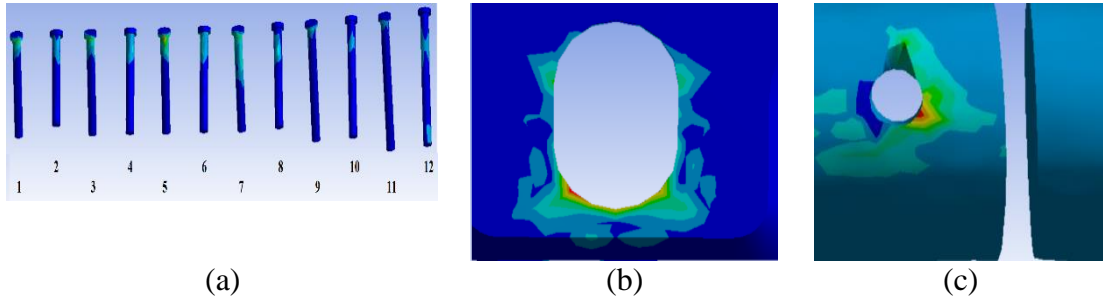
Şekil 4.10. Eksenel kuvvet etkisinde implant2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.11’de gösterilmiştir



Şekil 4.11. İmplant2-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

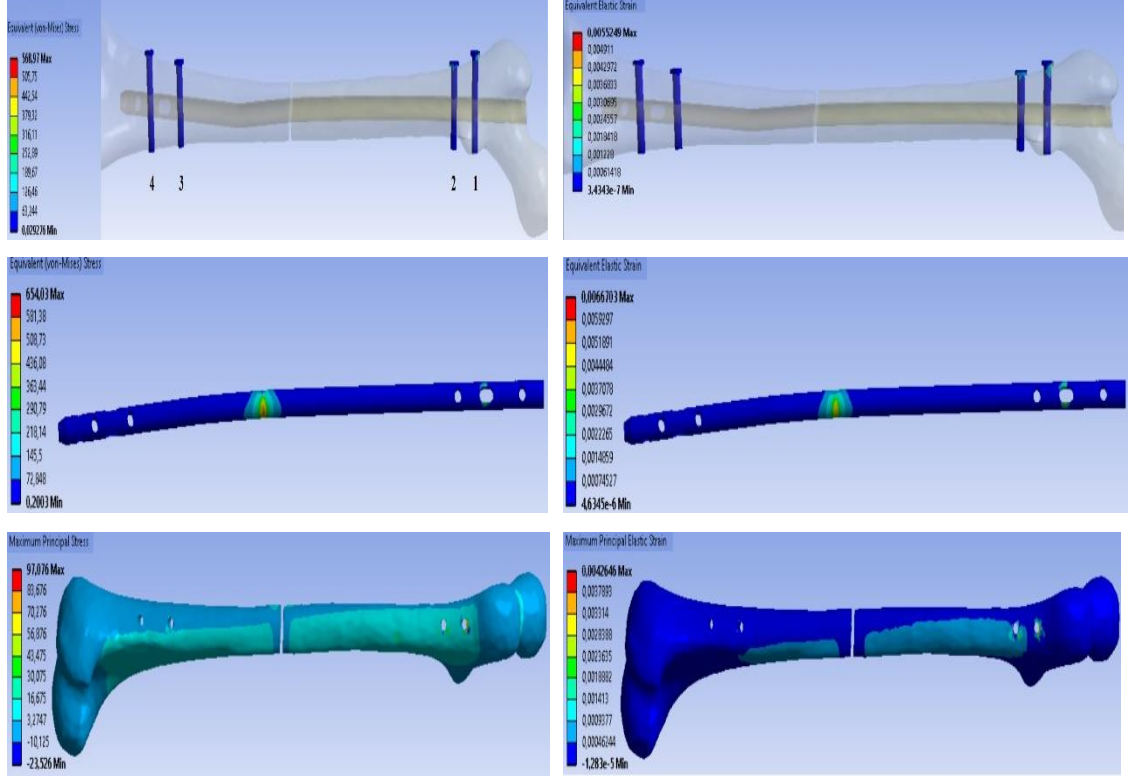
Kemikte meydana gelen en yüksek gerilme 6. vida yuvasında oluşmuştur. İmplanttaki vida yuvalarında meydana gelen gerilmeler kuvvetin uygulandığı yönden uzaklaştıkça azalmıştır. Kırık bölgesine yakın olan implant orta gövdesinde gerilme yoğunluğu oluşmuştur. En yüksek gerilme ise 3. vida yuvasında görülmüştür. Vidalardaki en yüksek gerilme ve gerilme değerleri incelendiğinde 5. Vidada 246,53 MPa, 1. vidada 0,002595 olarak bulunmuştur (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Eksene dik kuvvet etkisinde implant2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

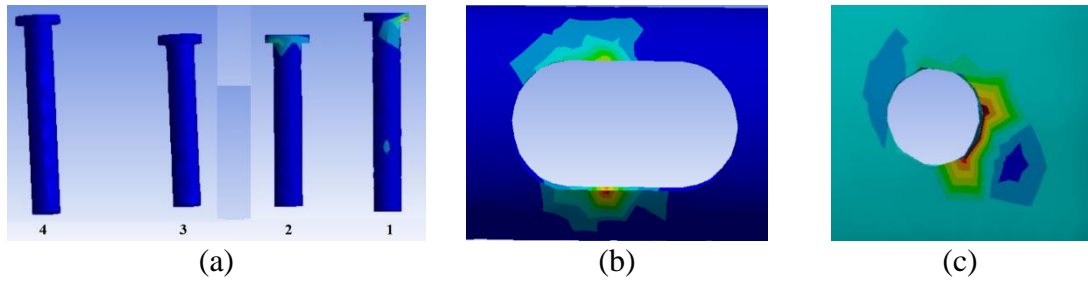
4.1.4. Mevcut implant3-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönde uygulanan kuvvetin kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.13'te gösterilmiştir.



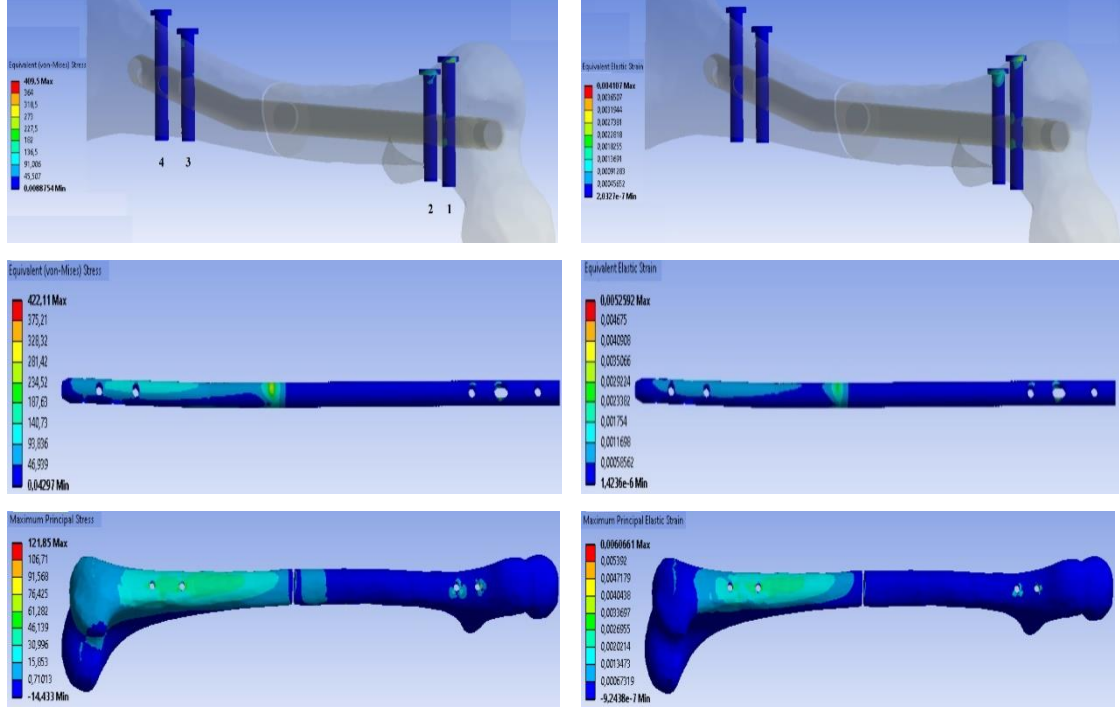
Şekil 4.13. İmplant3-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

İmplant kemiğe 90° açı yapan vidalarla sabitlenmiştir. Vidalarda oluşan en büyük gerilme ve gerilme 1. vidaya ait olup sırasıyla 568,97 MPa, 0,0055249 değerlerindedir. İmplantta gerilmeler açı yaptığı kısımda yoğunlaşmıştır. İmplanttaki en yüksek gerilme ise 1. vida yuvasının çıkışında; kemikteki en yüksek gerilme ise 1. vida yuvasında oluşmuştur (Şekil 4.14).



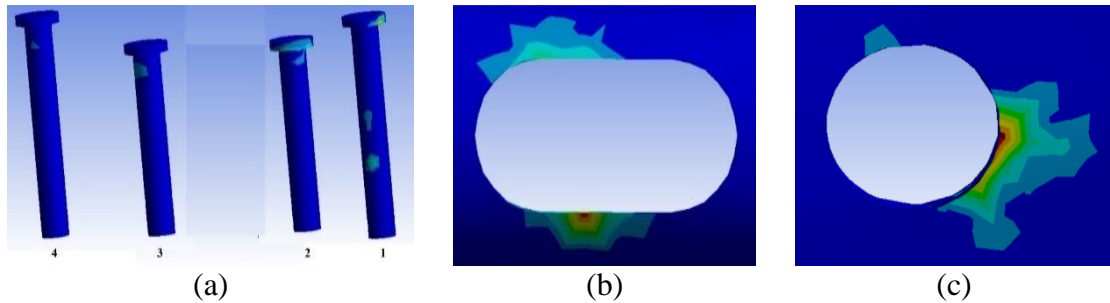
Şekil 4.14. Eksenel kuvvet etkisinde implant3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.15'te gösterilmiştir.



Şekil 4.15. İmplant3-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

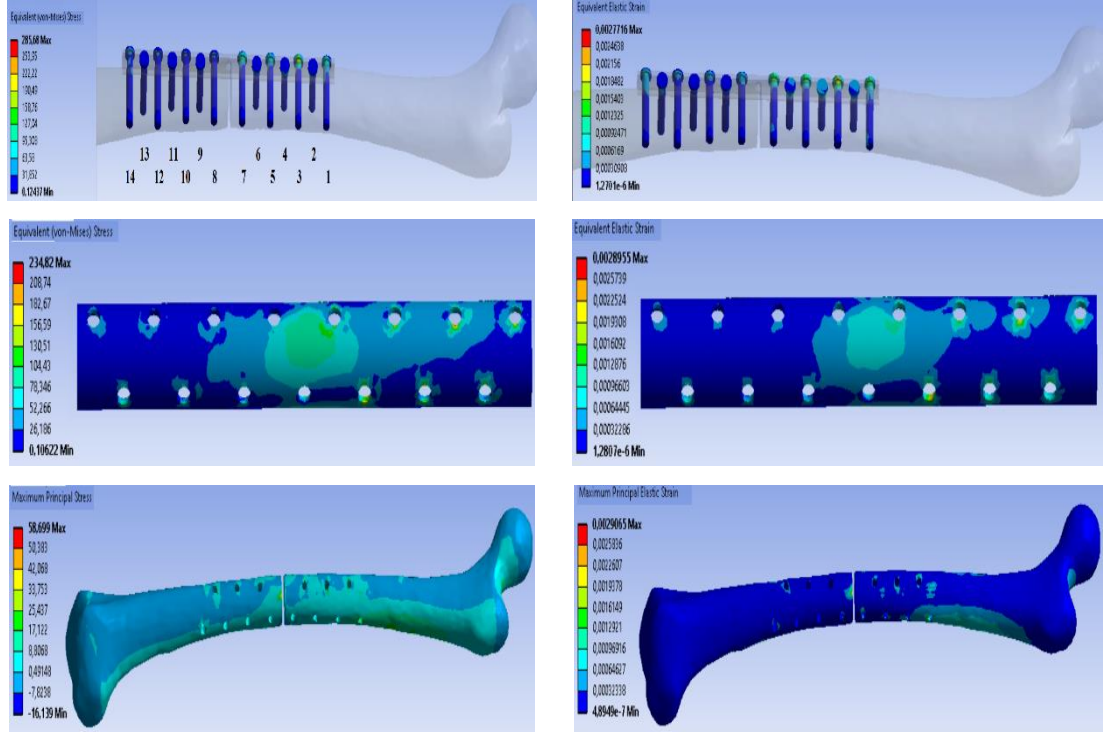
İmplant kemiğe 90° açı yapan vidalarla sabitlenmiştir. Vidalarda oluşan en büyük gerilme ve gerinme 1. vidaya ait olup sırasıyla 409,5 MPa, 0,004107 değerlerindedir. İmplantta gerilmeler açı yaptığı kısımda yoğunlaşmıştır. İmplanttaki en yüksek gerilme 1 numaralı vida yuvası girişinde; kemikteki en yüksek gerilme ise 1. vida yuvasında oluşmuştur (Şekil 4.16).



Şekil 4.16. Eksene dik kuvvet etkisinde implant3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

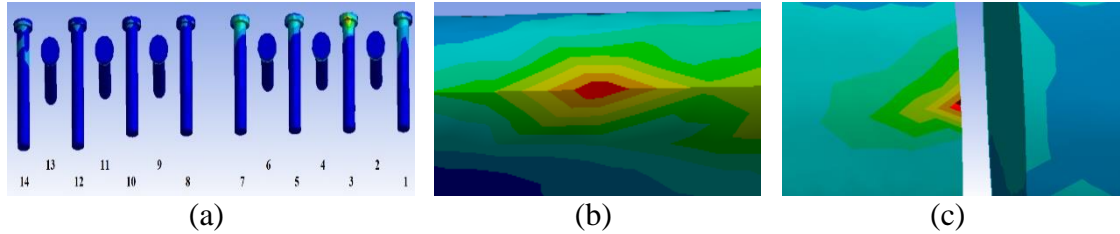
4.1.5. Yeni tasarım1-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönde uygulanan kuvvetin kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.17’de gösterilmiştir.



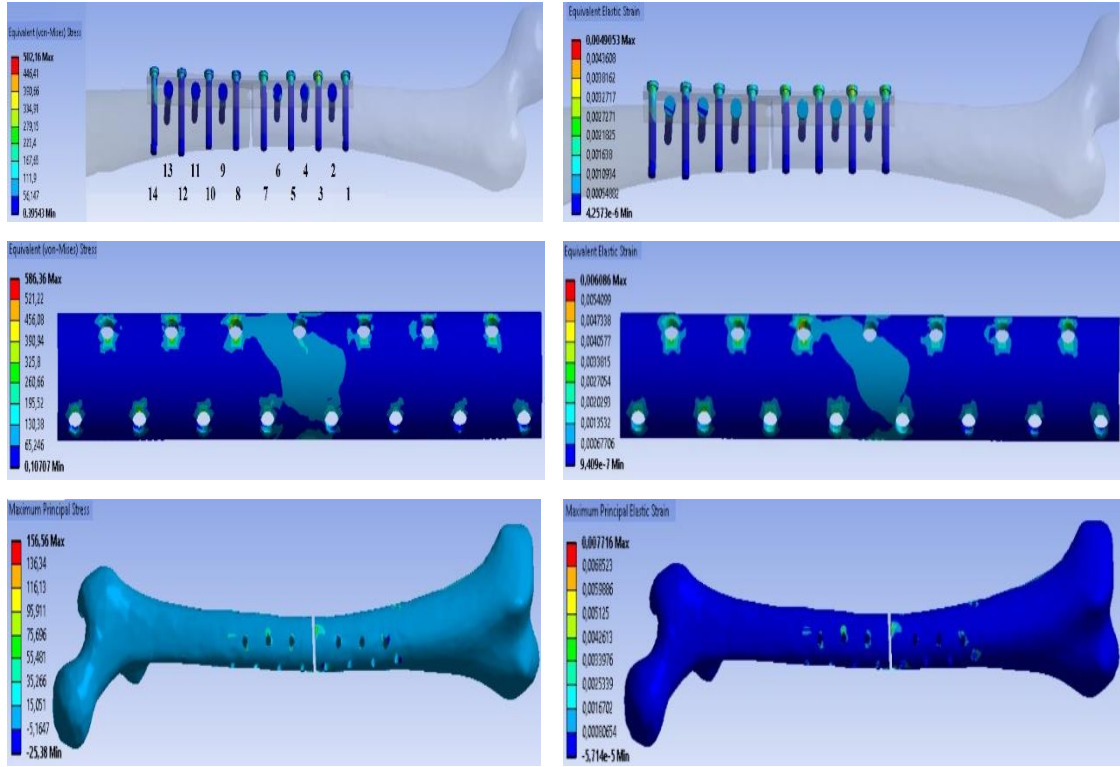
Şekil 4.17. Tasarım1-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

İmplant üzerinde oluşan gerilme kırık kemik bölgesine denk gelen orta kısımda yoğunlaşmıştır. Vidalar kemik-implant sistemine 45° açı ile monte edilmiştir. Vidalarda meydana gelen en büyük gerilme ve gerinme 3. vidada oluşmuş olup sırasıyla 285,68 MPa ve 0,0027716 değerlerindedir. İmplantta oluşan en büyük gerilme bölgesi 7. ve 8. vida yuvaları arasında, kemiğe temas eden kenar kısımdadır. Kemikte oluşan en büyük gerilme bölgesi ise 8. vida yuvasının bulunduğu taraftaki kırık kolundadır (Şekil 4.18)



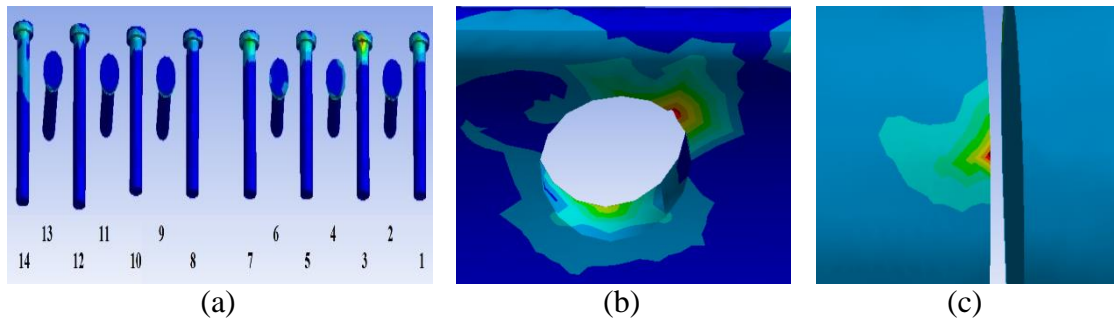
Şekil 4.18. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

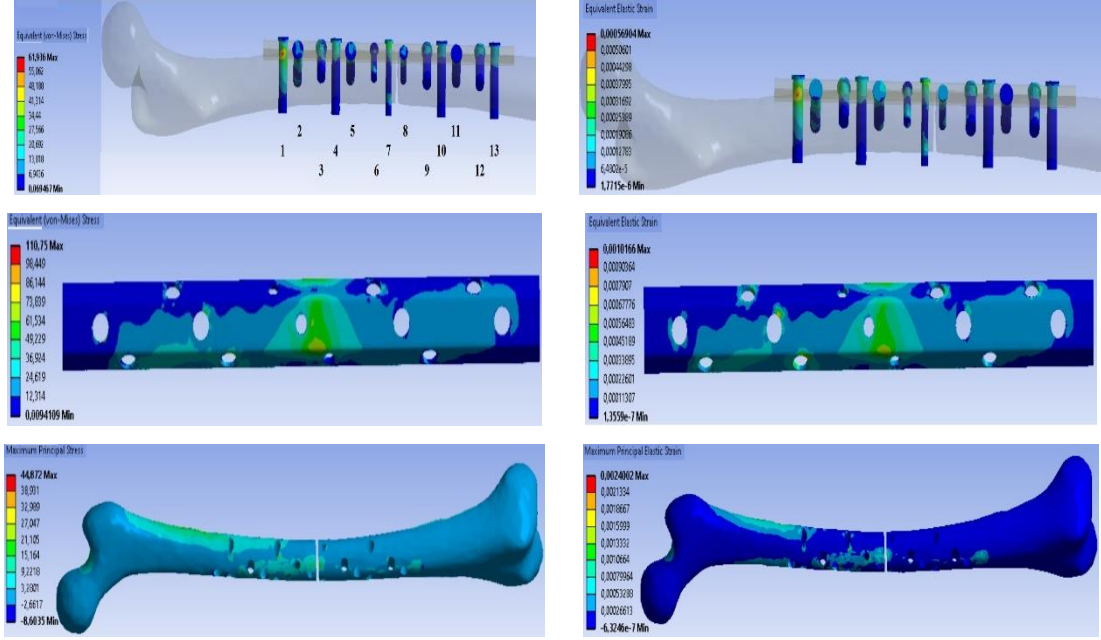
Vidalarda meydana gelen en büyük gerilme ve gerinme 3. vidada oluşmuş olup sırasıyla 502,16 MPa ve 0,0049053 değerlerindedir. İmplantta oluşan en büyük gerilme bölgesi 6. vida yuvası girişinin iç kısmıdır. Kemikte oluşan en büyük gerilme bölgesi ise 8. vida yuvasının bulunduğu taraftaki kırık kolundadır (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım1-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

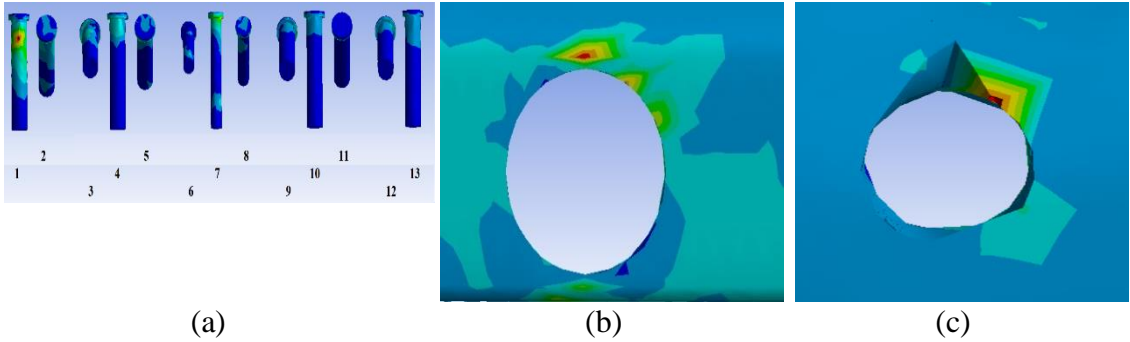
4.1.6. Yeni tasarım2-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönde uygulanan kuvvetin kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.21’de gösterilmiştir.



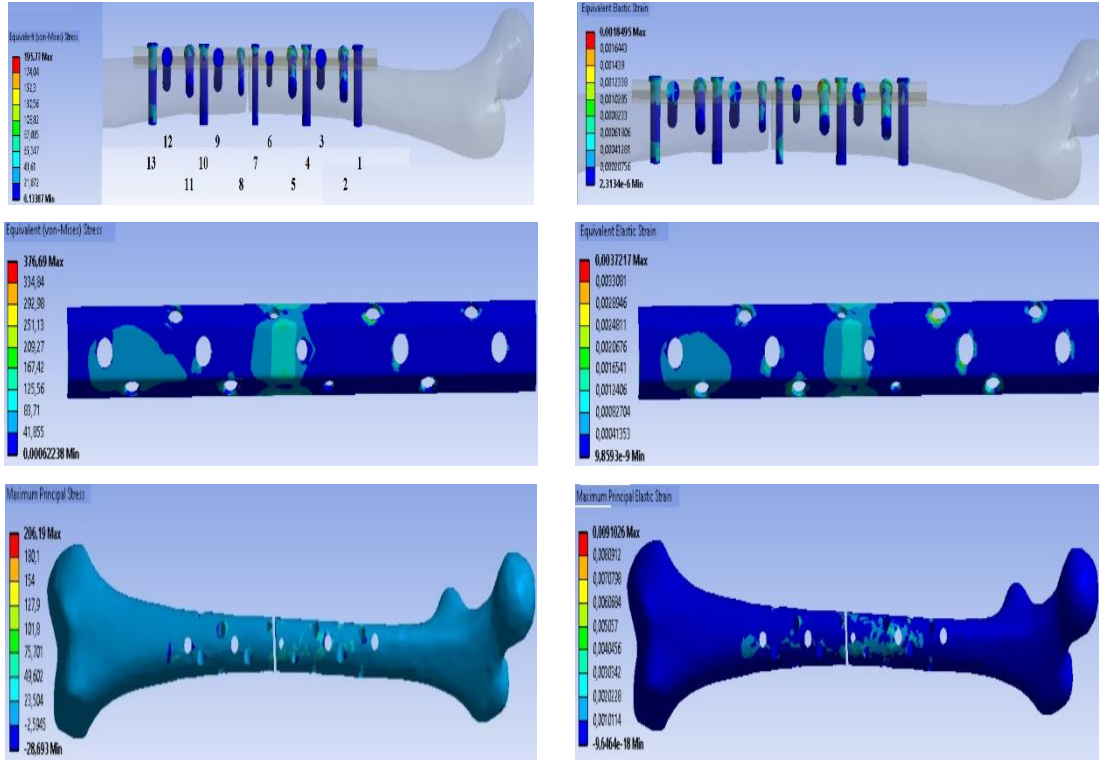
Şekil 4.21. Tasarım2-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

İmplantta oluşan gerilmeler kırık kemik bölgesinin olduğu yerde yoğunlaşmıştır. En yüksek gerilme 5. vida yuvasında meydana gelmiştir. Üst taraftaki vidalar kemiğe dik açıyla, yan taraftaki vidalar kemiğe 30°lik açı ile monte edilmiştir. Vidalar arasında en yüksek gerilme 1. vidadadır ve 61,936 MPa değerindedir. En yüksek gerinim ise 5. vidadadır ve 0,00056904 değerindedir. Kemikte oluşan en yüksek gerilme 6. vida yuvasının çıkışında oluşmuştur (Şekil 4.22).



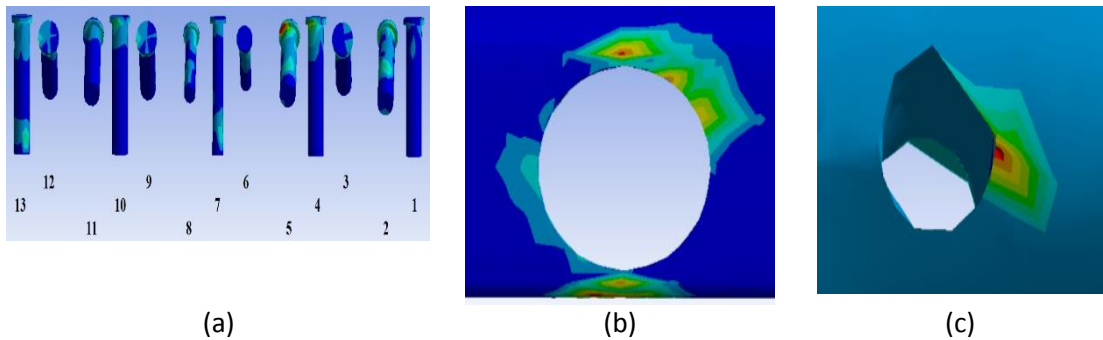
Şekil 4.22. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.23'te gösterilmiştir.



Şekil 4.23. Tasarım2-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

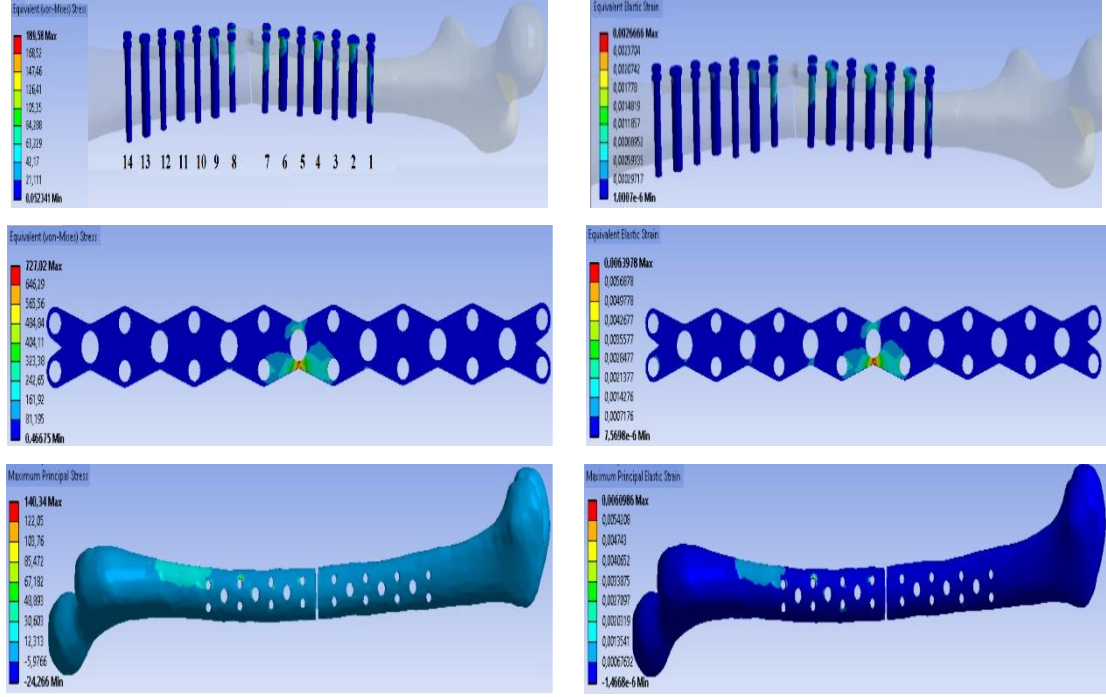
İmplantta en yüksek gerilme 5 numaralı vida yuvasının kenar bölgesinde oluşmuştur. Vidalar arasında en yüksek gerilim ve gerinim oluşan vida 5 numaralı vidadır. Bu vidadaki gerilme 195,77 MPa, gerinim 0,0018495 değerindedir. Kemikteki en yüksek gerilme bölgesi kırık noktasına yakın olan 7 numaralı vida yuva çıkışıdır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım2-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

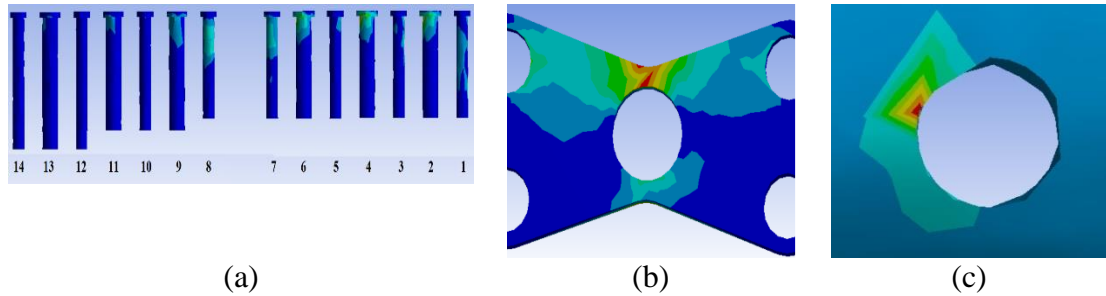
4.1.7. Yeni tasarım3-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönde uygulanan kuvvetin kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.25'te gösterilmiştir.



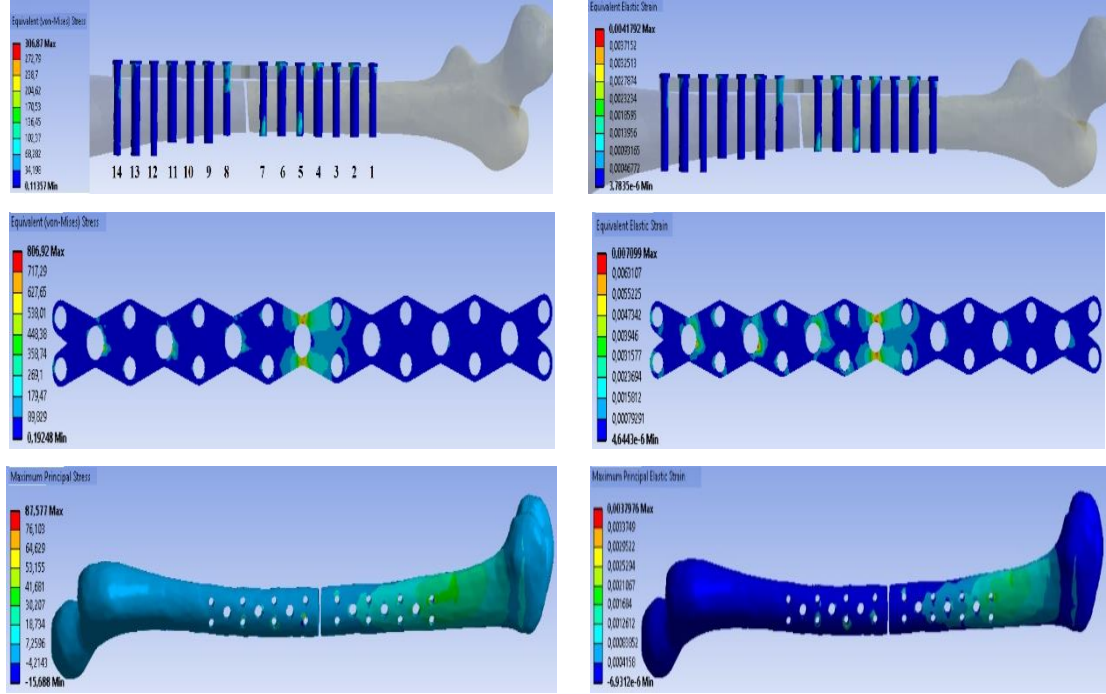
Şekil 4.25. Tasarım3-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

İmplantı kemiğe sabitleyen vidalar üzerinde oluşan gerilmeler kuvvetin uygulandığı bölgeye yakın ve kırık bölgesinde olanlarda yüksek olduğu görülmüştür. En yüksek gerilme (189,58 MPa) dört numaralı vidada meydana gelmiştir. İmplantta meydana gelen gerilmelerin dağılımı, kırığın olduğu orta kısımdaki vida yuvası çevresinde en yüksek gerilmenin meydana geldiğini göstermiştir. Kemik üzerinde ise en yüksek gerilme yedinci vida yuvasında meydana gelmiştir (Şekil 4.26).



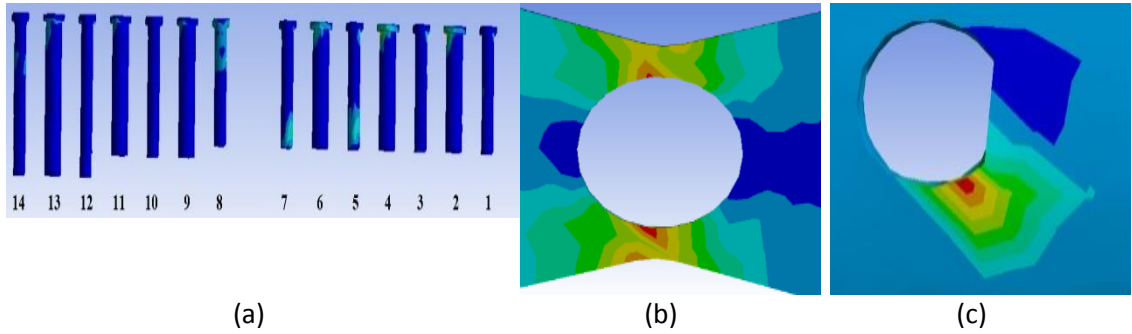
Şekil 4.26. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.27’de gösterilmiştir.



Şekil 4.27. Tasarım3-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

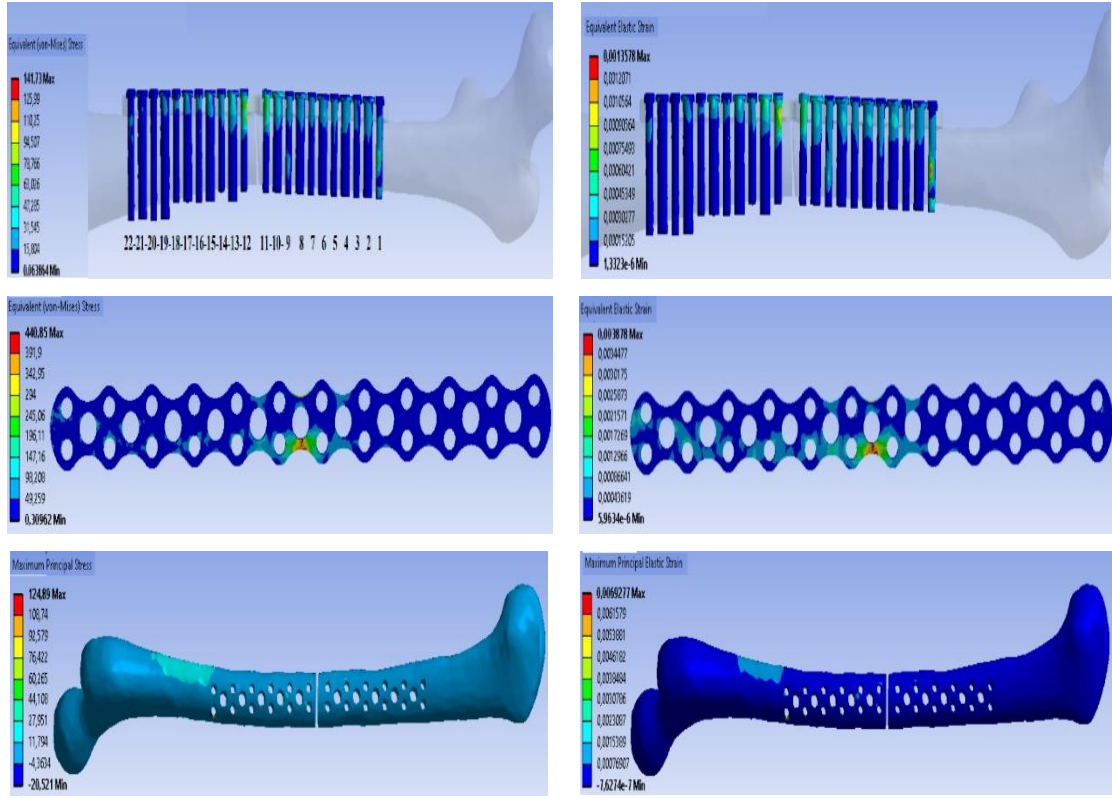
İmplantı sabitleyen vidalardan 1’den 8’e kadar numaralandırılmış olanlarda yüksek gerilme görülmektedir. En yüksek gerilme 4. vidada oluşmuştur ve değeri 306,87 MPa’dır. İmplantın orta kısmında bulunan vida yuvası çevresinde implant için en yüksek gerilme meydana gelmiştir. Kemikte meydana gelen en yüksek gerilme 7 numaralı vida yuvası çıkışında oluşmuştur (Şekil 4.28).



Şekil 4.28. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım3-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

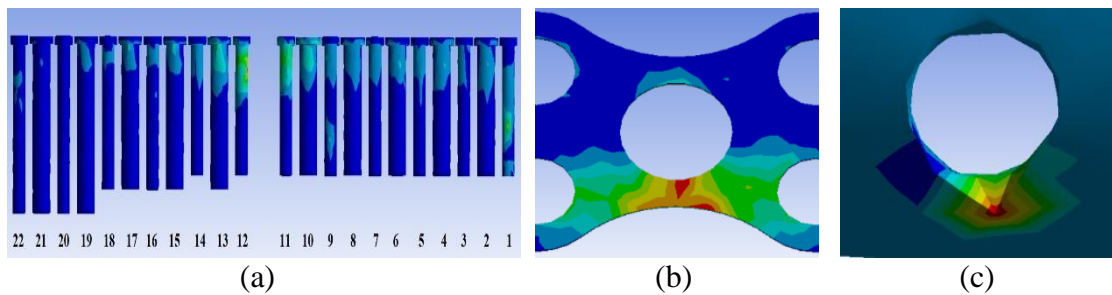
4.1.8. Yeni tasarım4-kemik sisteminde oluşan statik gerilmeler

Eksenel yönde uygulanan kuvvetin kırık kemik-implant sistemi üzerinde oluşturduğu gerilim dağılımları Şekil 4.29’da gösterilmiştir.



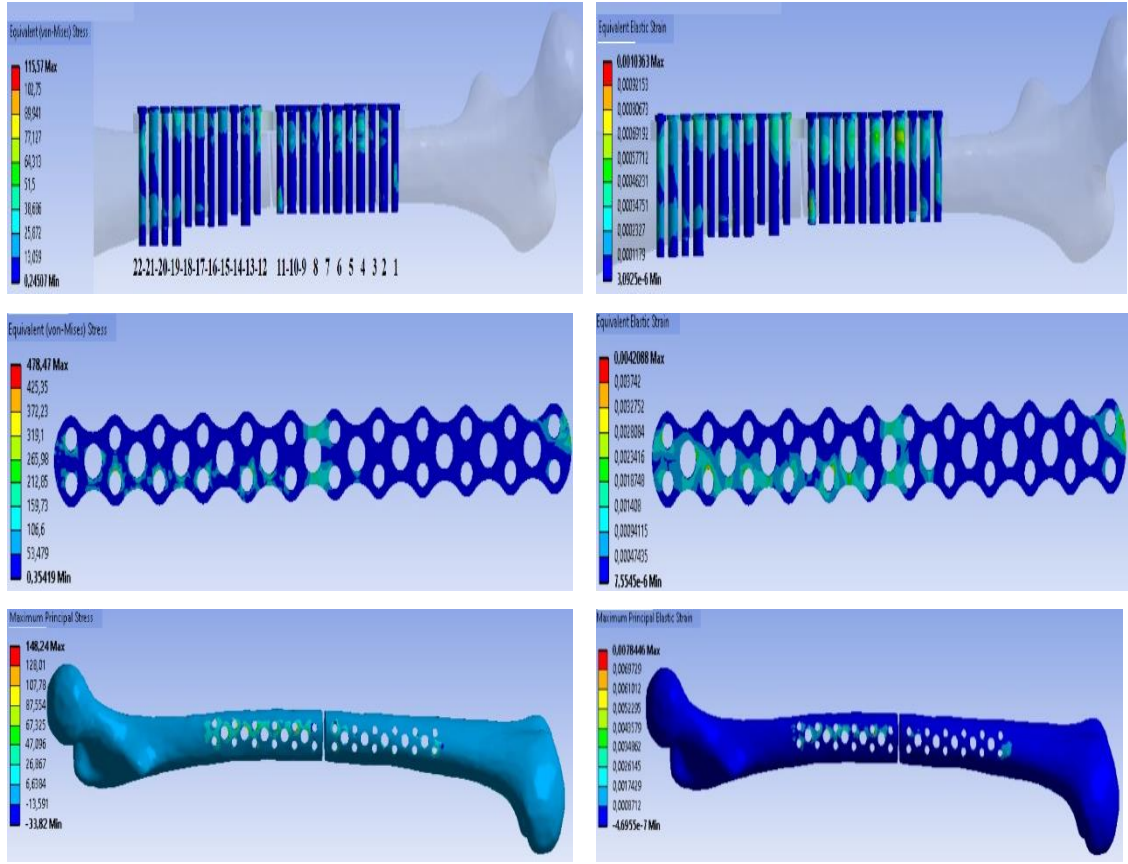
Şekil 4.29. Tasarım4-kemik sistemi eksenel kuvvet statik analizi

Uygulanan kuvvetin vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (141,73 MPa) 12 numaralı vidada meydana gelmiştir. İmplantta ise en yüksek gerilme orta kısımda oluşmuştur. Uygulanan kuvvetin kemik üzerinde oluşturduğu en yüksek gerilme 1 numaralı vida yuva çıkışıdır (Şekil 4.30).



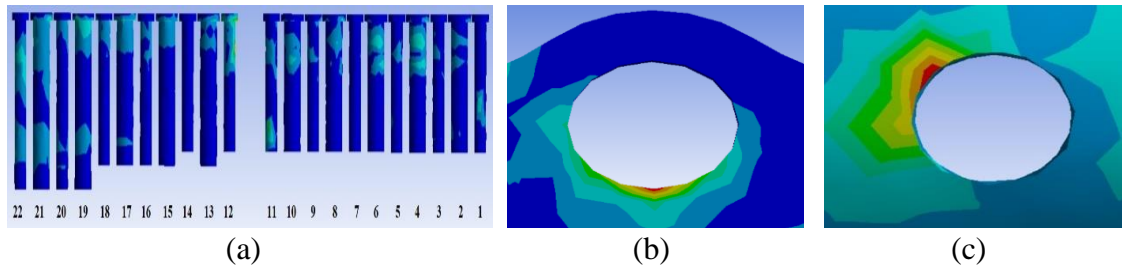
Şekil 4.30. Eksenel kuvvet etkisinde tasarım4-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.31’de gösterilmiştir



Şekil 4.31. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet statik analizi

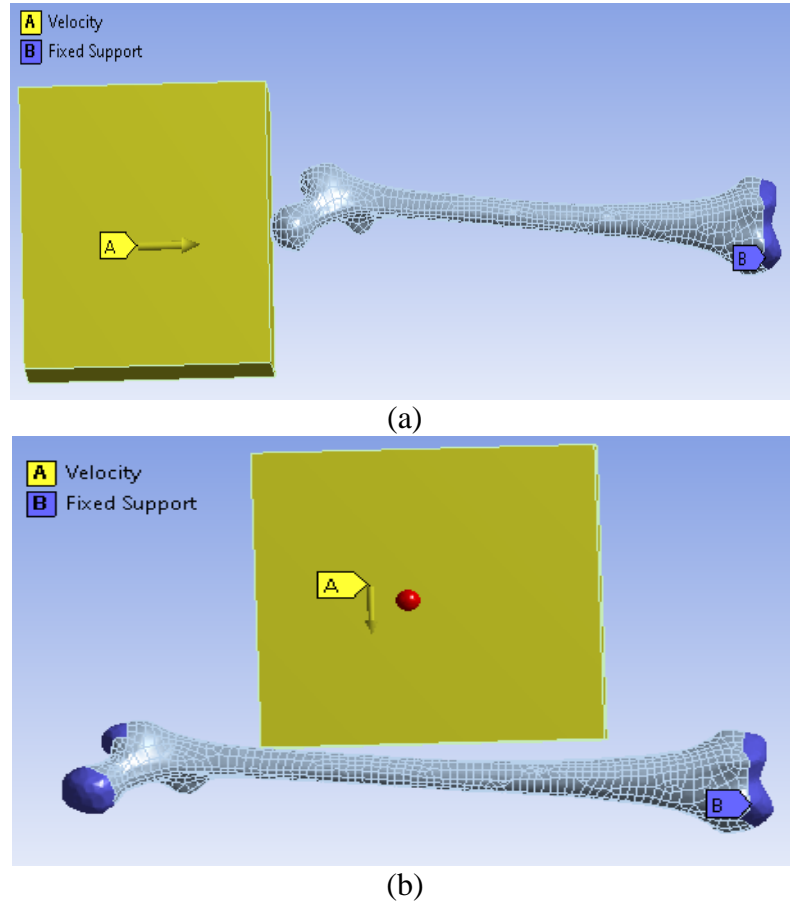
Eksenel yönde gelen kuvvetin vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (115,57 MPa) 12 numaralı vidadada meydana gelmiştir. İmplantta meydana gelen gerilme orta kısımda yoğunlaşmıştır. En yüksek gerilme ise 3. vida yuva çıkışında oluşmuştur. Uygulanan kuvvetin kemik üzerinde oluşturduğu en yüksek gerilme 9 numaralı vida yuvasında görülmüştür (Şekil 4.32).



Şekil 4.32. Eksene dik kuvvet etkisinde tasarım4-kemik sisteminde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri. a) Vida, b) İmplant, c) Kemik

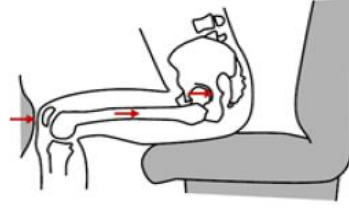
4.2. Dinamik Analiz

Femur shaft kırıklarındaki gerilme dağılımları incelendiği için dinamik modellemede kemiğe çarpan cismin ağırlığını 80 kg, cismin hızını 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s ve zaman 0.60 ms alınmıştır. Bu modellemede femur başı çatlamadan veya kırılmadan önceki stres değerleri görülmüştür. Bu sayede sağlam kemikte oluşan gerilmeler ile kemik-implant sisteminde oluşan gerilmeler karşılaştırılmıştır. Kemik eksenine ve kemik eksenine dik doğrultuda gelen cismin dinamik modellemeleri Şekil 4.33'te gösterilmiştir.

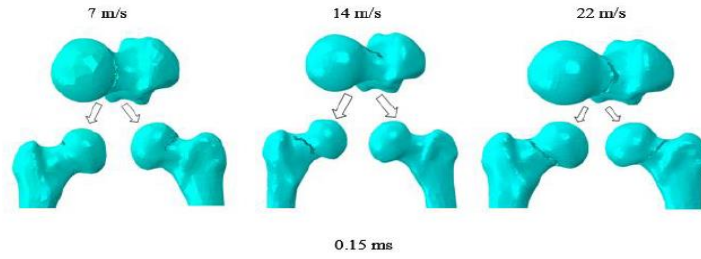


Şekil 4.33. a) Kemiğin eksenine doğrultusunda gelen cisim modeli, b) Kemik eksenine dik doğrultuda gelen cisim modeli

Moulgada ve ark. tarafından yapılan araştırmada araba sürücüsü kaza yaptığı anda femur kemiğine gelen darbe yükünün etkisi incelenmiştir (Şekil 4.34). Moulgada çalışmasında Sürücünün 80 kg ağırlığında olduğu kabul etmiştir. Femur kemiğine çarpan cisim 80 kg ağırlığında, zaman 0,60 ms almıştır. Cismin hızı 7 m/s, 14 m/s, 22 m/s olacak şekilde üç farklı analiz yapmıştır. Bu analizler sonucunda femur başı 80 kg'lık cismin 7 m/s hızla çarpması sonucu 0,15 ms'de çatladığı görülmüştür (Şekil 4.35).



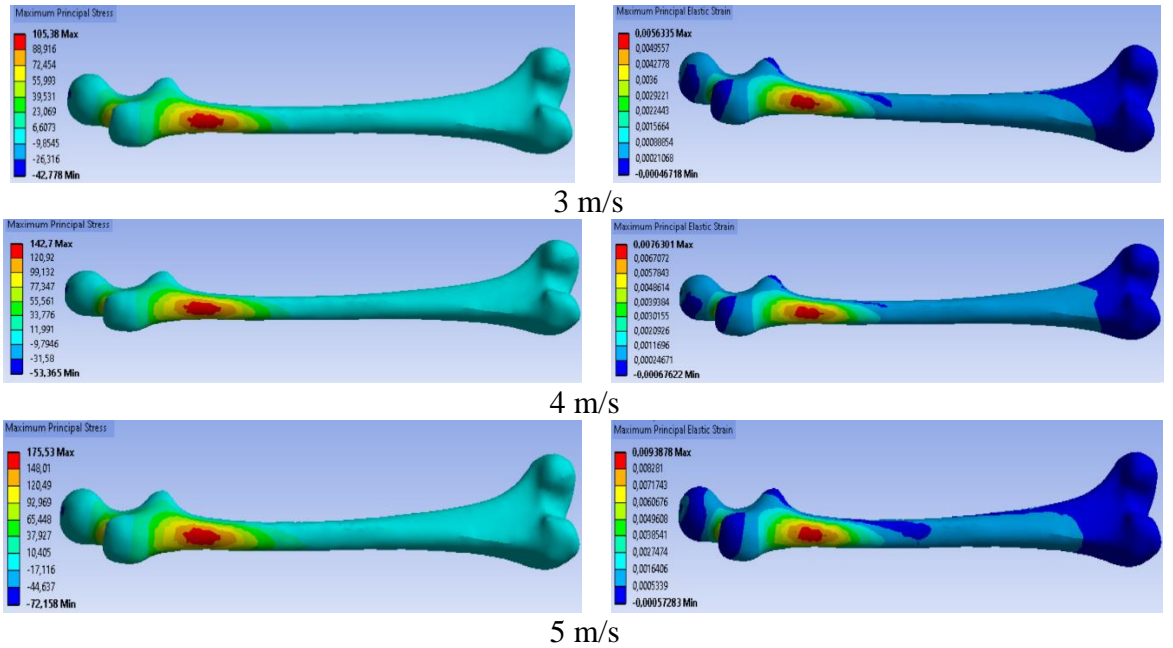
Şekil 4.34. Bir araç kazasında yaralanma senaryosunun gösterimi (Moulgada ve ark. 2018)



Şekil 4.35. Farklı çarpma hızlarında hasar dağılımı (Moulgada ve ark. 2018)

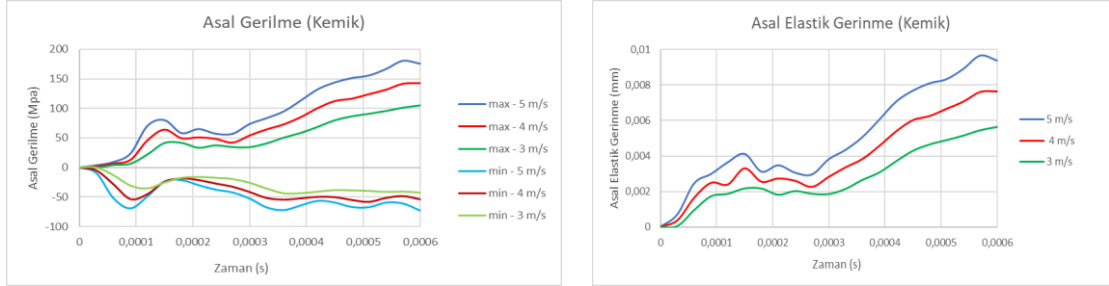
4.2.1. Sağlam kemikte oluşan dinamik gerilmeler

Impact'ın 3 m/s, 4 m/s ve 5 m/s hızlar ile femur baş kısmına -y doğrultusunda (eksenel kuvvet) çarpası sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.36'da gösterilmiştir.



Şekil 4.36. Sağlam kemik-eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları

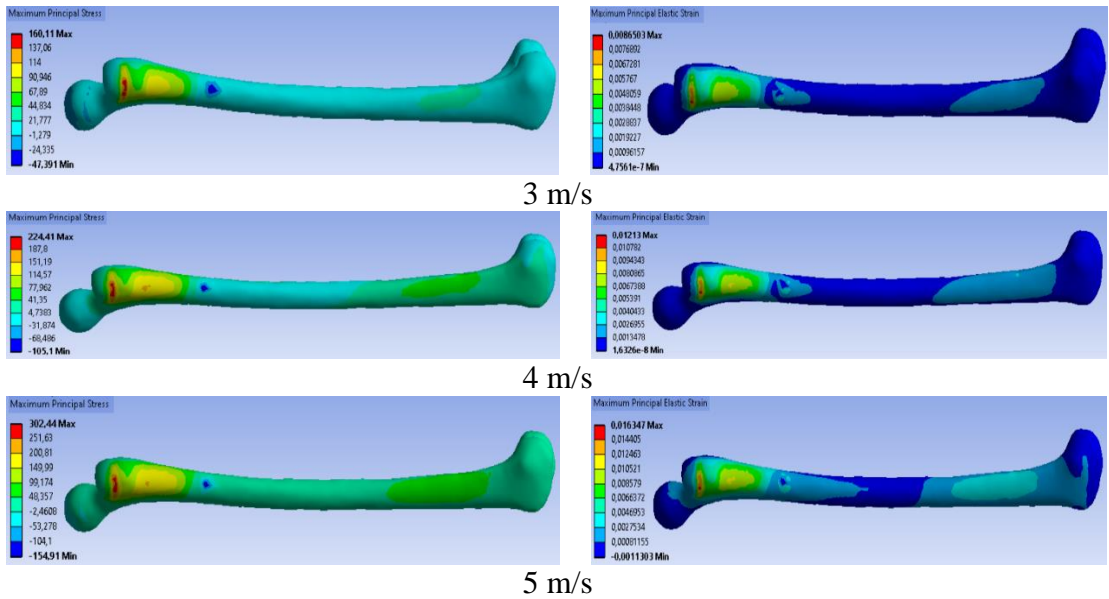
Sağlam kemik üzerinde oluşan gerilmeler büyük trakterin alt kısmında yoğunlaşmıştır. Kuvvetin geldiği yönden uzak kısımlarda daha az gerilme görülmüştür. Her üç hızda da çıkan sonuçlar akma mukavemetini geçmemiştir. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.37’de gösterilmiştir.



Şekil 4.37. Sağlam kemiğin aksenal kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

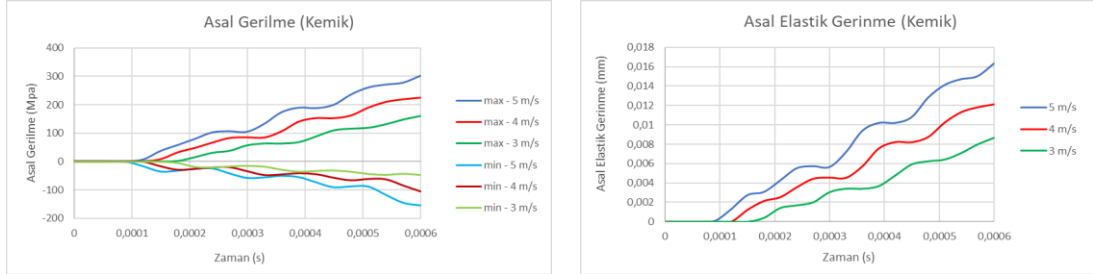
Grafikten görüldüğü gibi 5 m/s çarpma hızında akma gerinmesinin %0,01 olduğu görülmüştür. Bu da yaklaşık olarak kemiğin elastik bölgeden çıkıp kırılmaya başladığı noktadır. Çarpma hızının 5 m/s’den yüksek olduğu hızlarda femur baş kısmında kırılma beklenmelidir. Moulgada yaptığı çalışmada 7 m/s çarpma hızında femur başının kırıldığını gözlemiştir.

Impact’ın femur gövde kısmına -x doğrultusunda (eksene dik) çarpası sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.38’de gösterilmiştir.



Şekil 4.38. Sağlam kemik-eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

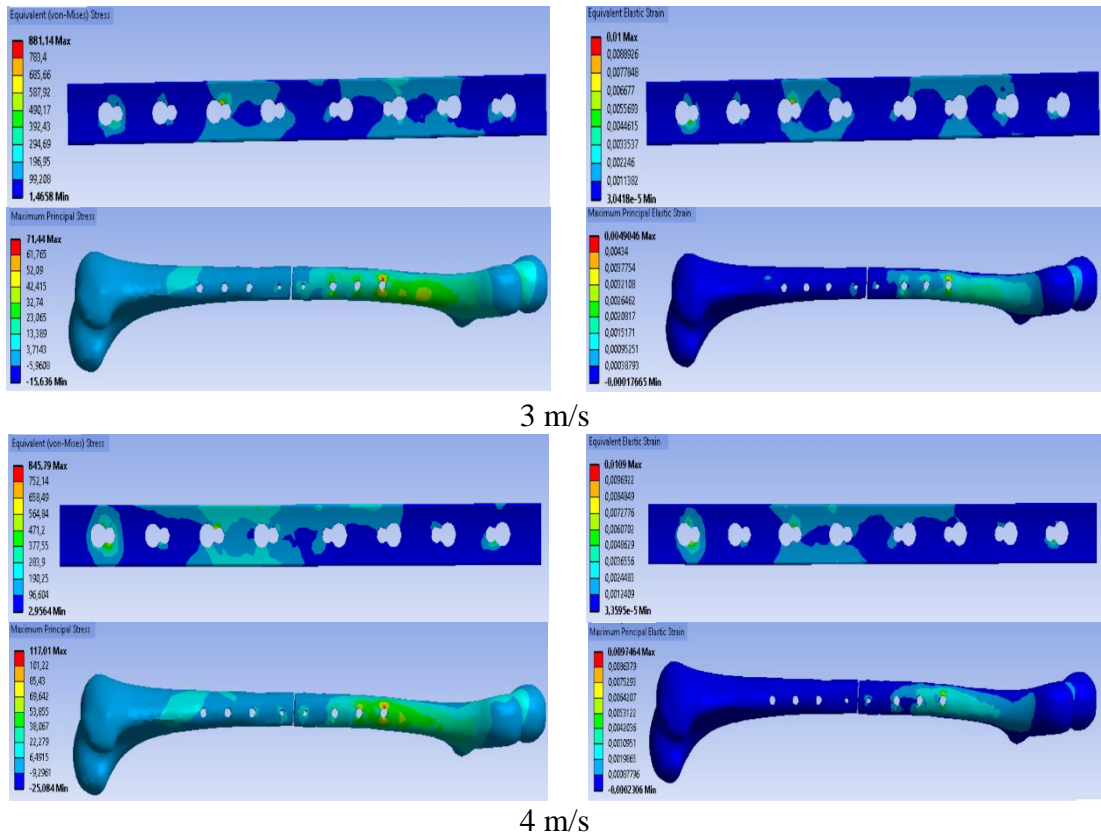
Maksimum gerilmeler kemiğin kalça ve kaval kemiği bağlantılarına yakın yerlerde oluşmuştur. 5 m/s hızda oluşan gerilme kemiğin akma mukavemetini geçtiği görülmüştür. Kemik hasarı gerilmenin yüksek olduğu büyük trokanterde oluşmaya başlar. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.39’da gösterilmiştir.



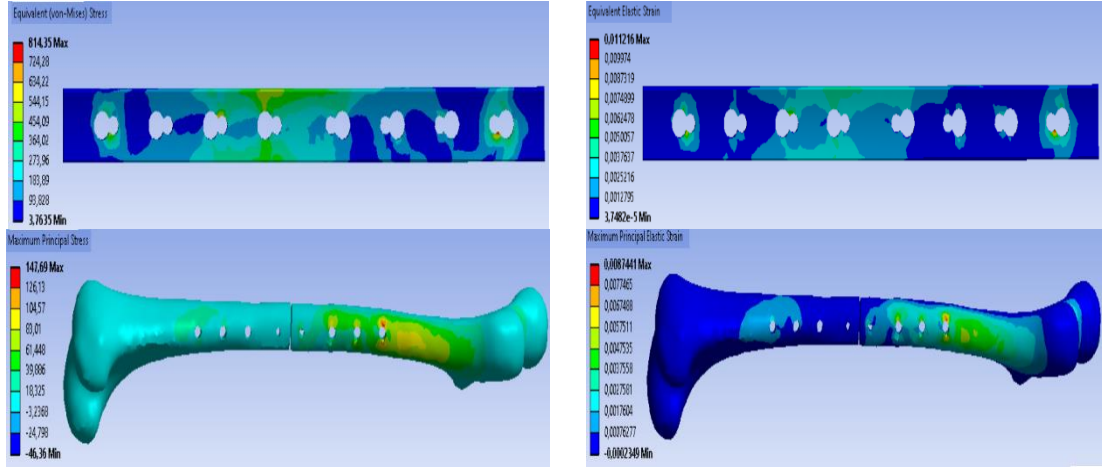
Şekil 4.39. Sağlam kemiğin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

4.2.2. Mevcut İmplant1-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

AO/ATO sınıflandırmasına göre gövde kısmından Basit-A tipi transvers kırık kemiğe monte edilen implant-1 sisteminin analiz sonuçları Şekil 4.40’da gösterilmiştir.



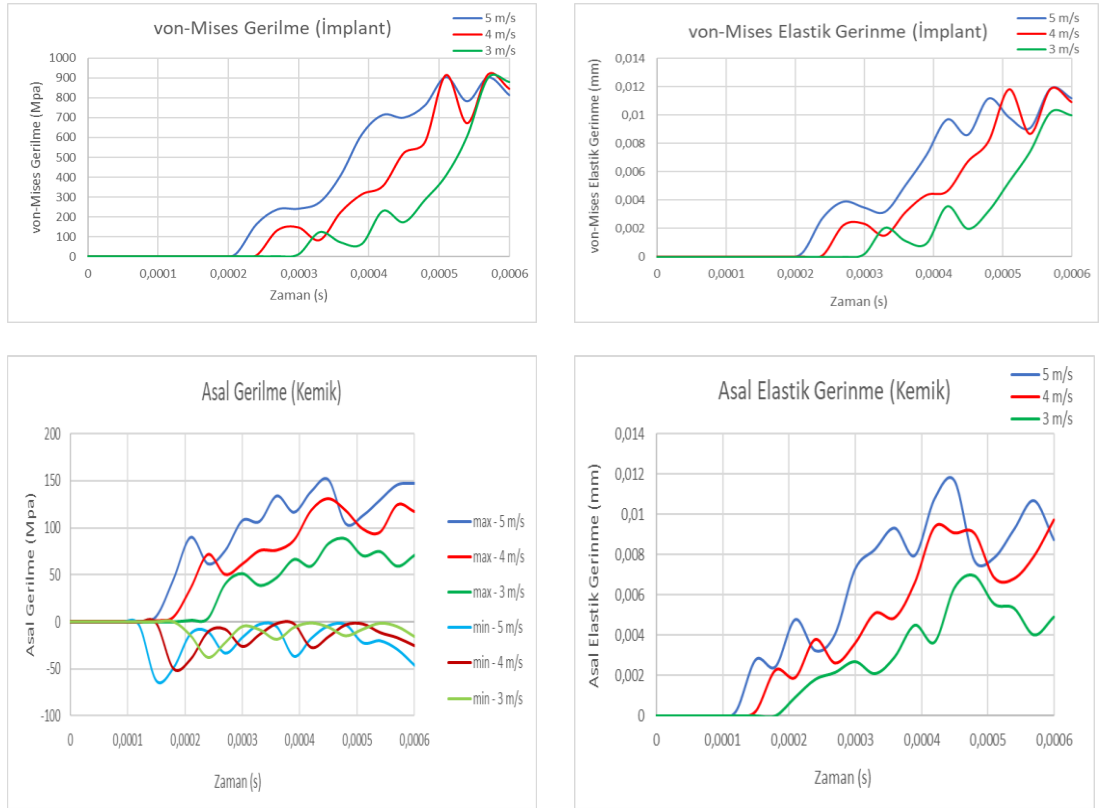
Şekil 4.40. İmplant1-kemik sistemi aksenal kuvvet dinamik analiz sonuçları



5 m/s

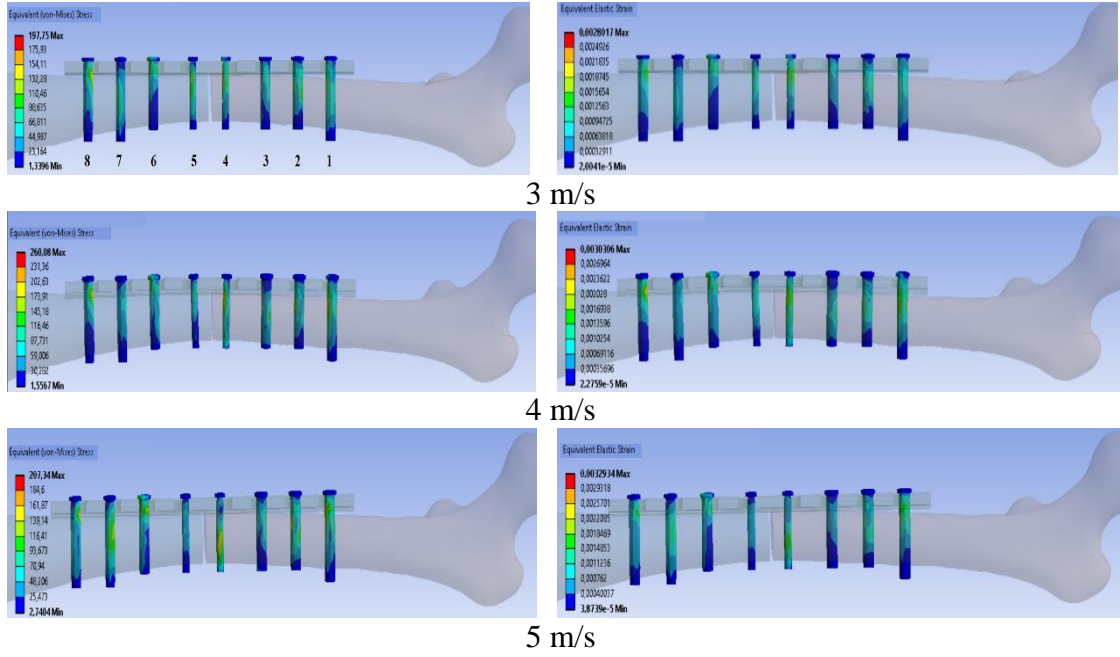
Şekil 4.40. İmplant1-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

Kemik üzerinde oluşan gerilmeler akma mukavemetini geçmediği görülmüştür. Hız arttıkça implantın üzerinde olduğu gerilmeler azalmıştır. Düşük hızda implantın kemiğe gelen kuvveti daha iyi absorbe ettiği, hız arttıkça implantın absorbe özelliğinin azaldığı görülmüştür. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.41’de gösterilmiştir.



Şekil 4.41. İmplant1-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

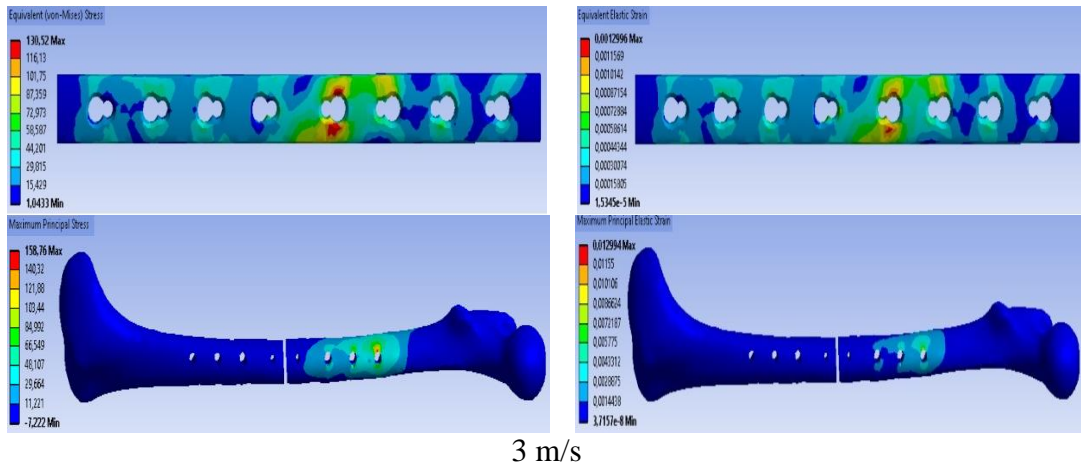
İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.42’de gösterilmiştir.



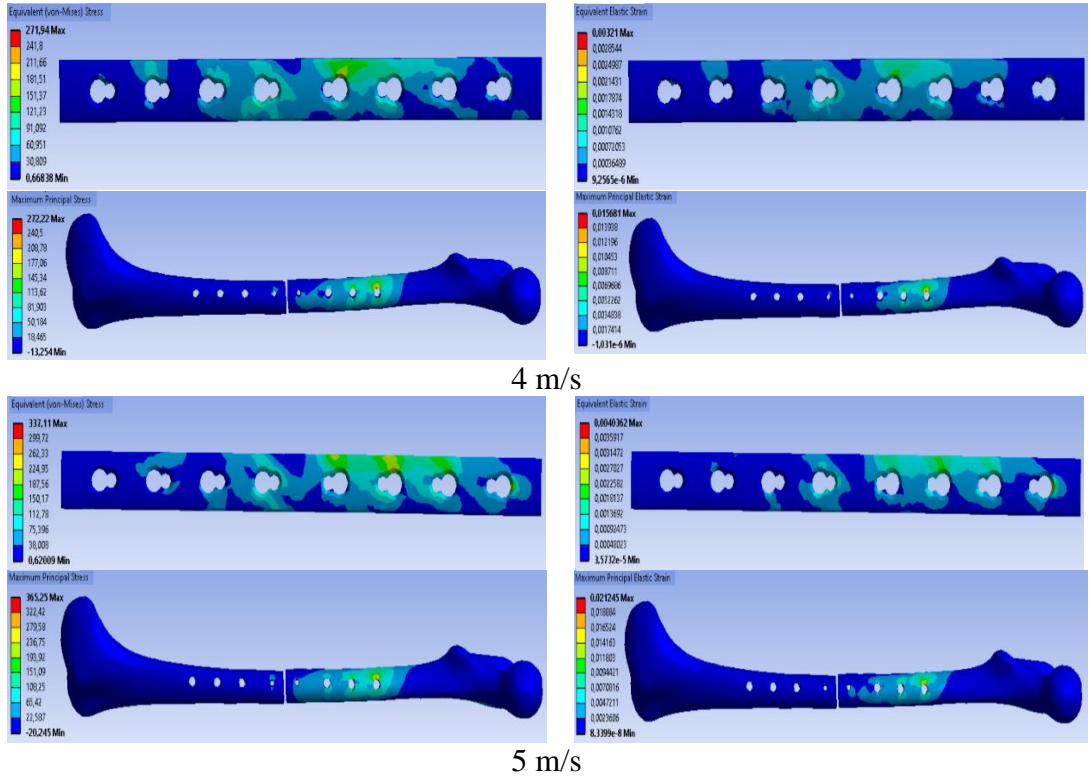
Şekil 4.42. İmplant1’i kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında üzerinde oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 6 numaralı vidada olduğu görülmüştür. Çarpma hızlarında meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla; 197,75 MPa, 260,08 MPa, 207,34 MPa.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.43’te gösterilmiştir.

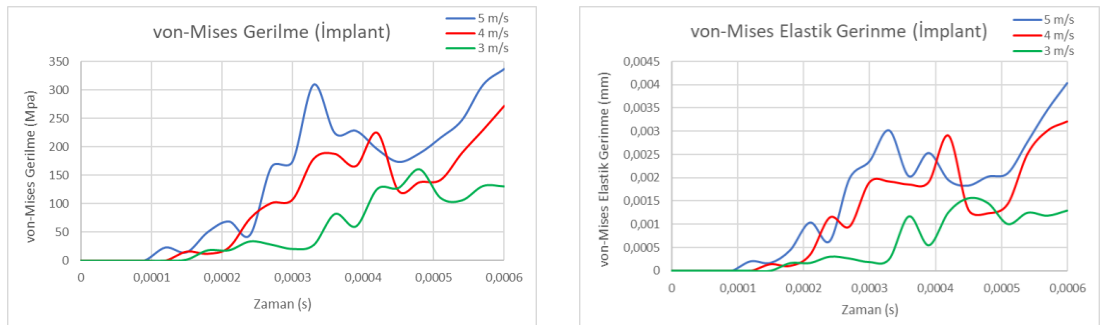


Şekil 4.43. İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

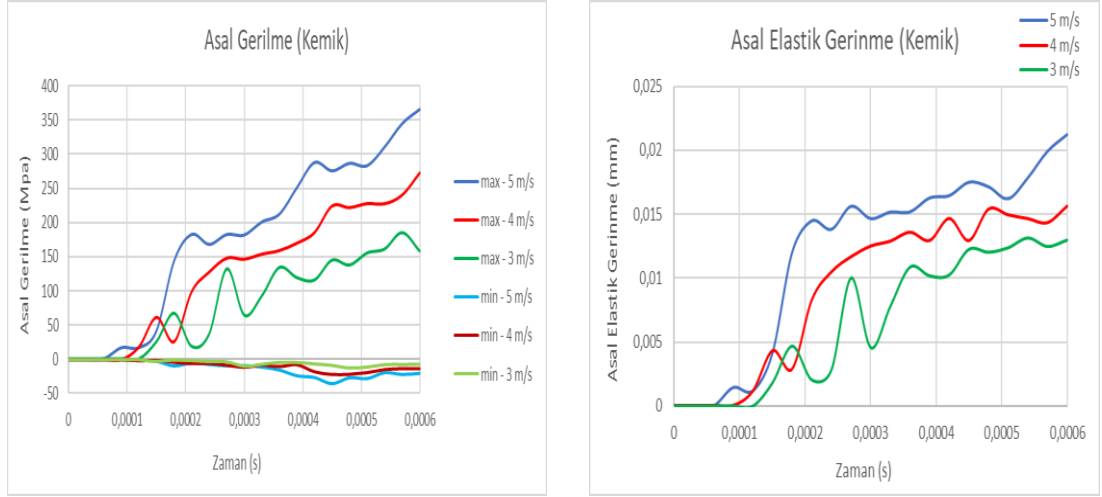


Şekil 4.43. İmplant1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

İmplant üzerinde oluşan gerilmeler 3 m/s hızda kırık bölgesindeki vida yuvasında en büyük değere ulaşmıştır. Kırık kemiğe daha yüksek hızla çarpan cismin oluşturduğu gerilmeler implant üzerinde dağılım göstermiştir. 4 m/s ve 5 m/s hızlarda kemik üzerinde oluşan gerilme değerleri kemik akma gerilmesini geçtiği görülmüştür. Büyük trakonter çevresinde oluşan yüksek gerilmeler kemiğin boyun kısmında hasar oluşmaya başlayacağını göstermiştir. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.44'te gösterilmiştir.

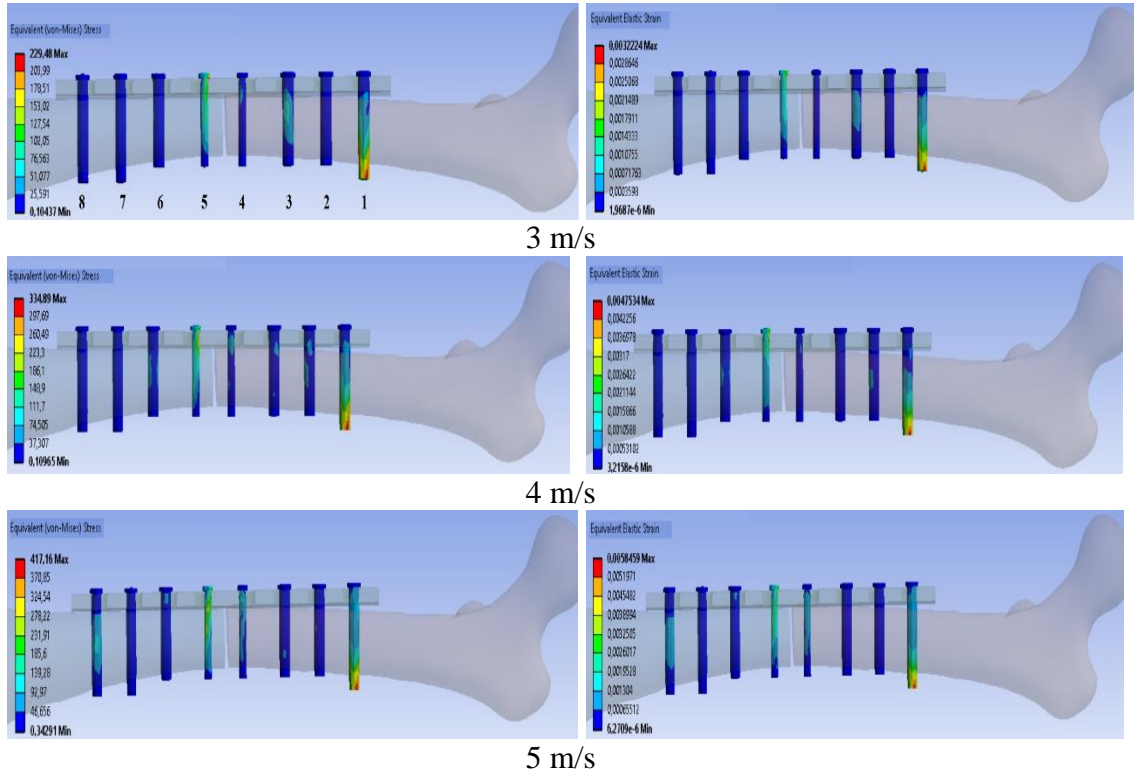


Şekil 4.44. İmplant1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri



Şekil 4.44. İmplant1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri (devamı)

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.45'te gösterilmiştir.

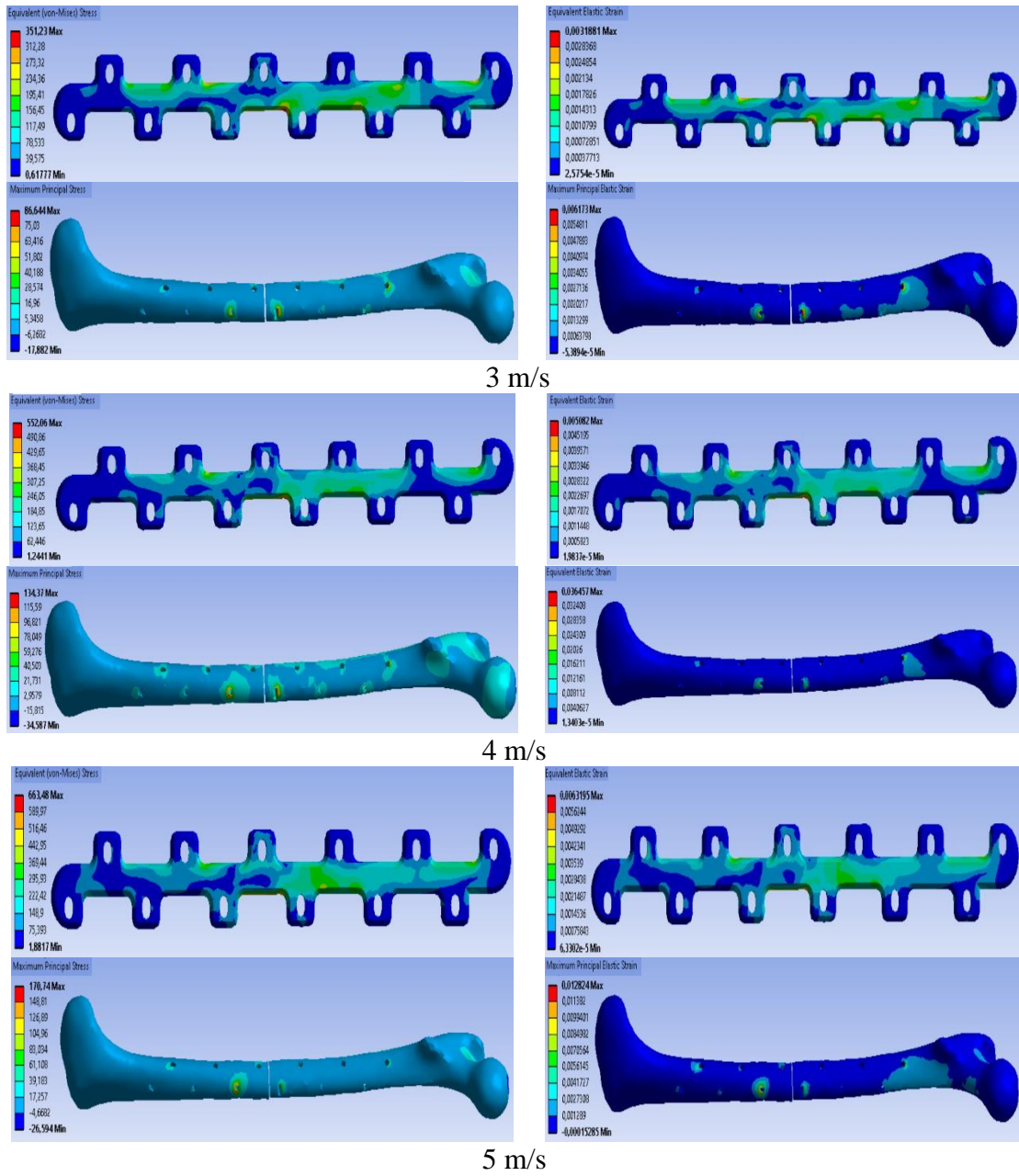


Şekil 4.45. İmplant1'i kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 1 numaralı vidada olduğu görülmüştür. Çarpma hızlarında meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla; 229,48 MPa, 334,89 MPa, 417,16 MPa.

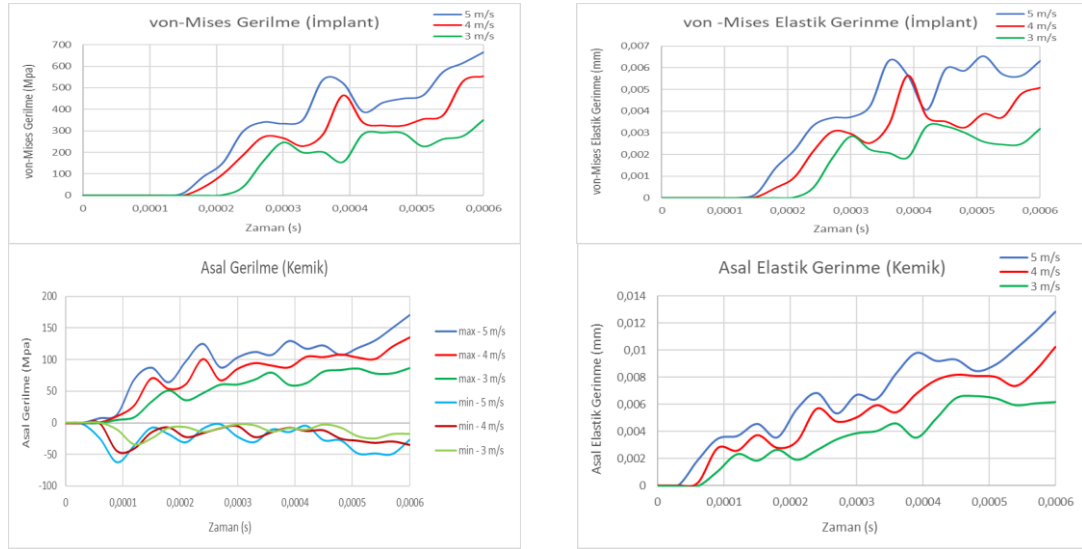
4.2.3. Mevcut İmplant2-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Gövde kısmından Basit-A tipi transvers olarak kırılmış kemiğe monte edilen implant-2 sisteminin analiz sonuçları Şekil 4.46’da gösterilmiştir.



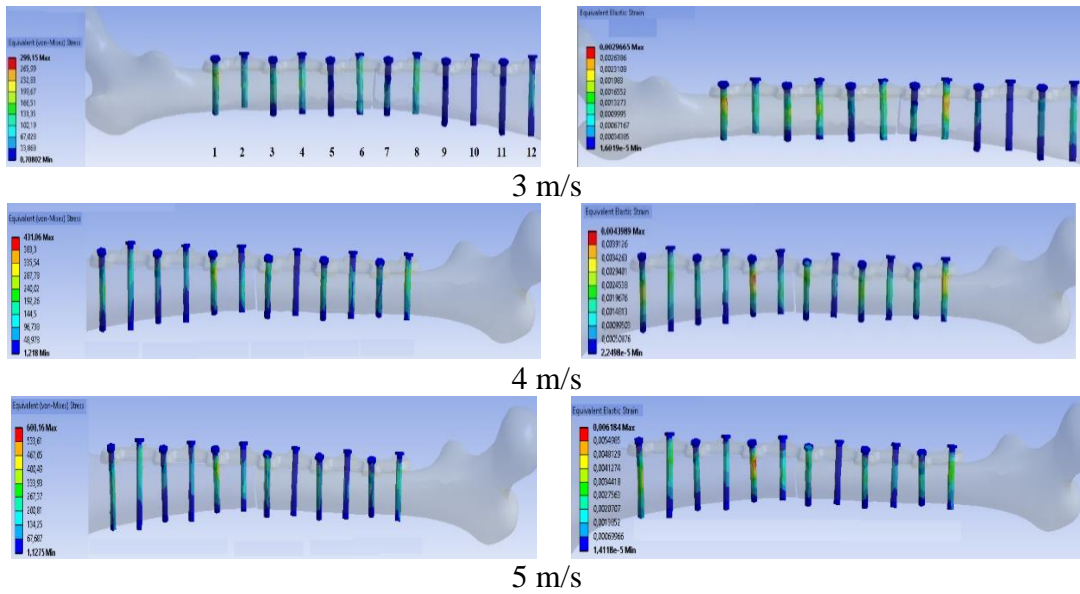
Şekil 4.46. İmplant2-kemik sistemi aksel kuvvet dinamik analiz sonuçları

Kemik ve implant üzerinde oluşan gerilmeler tüm hızlarda akma mukavemetlerinin altında bir değerdedir. Kemiğin kırık bölgesine yakın olan implant vida yuva çevrelerinde en yüksek gerilmeler oluşmuştur. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.47’de gösterilmiştir.



Şekil 4.47. İmplant2-kemik sisteminin aksel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

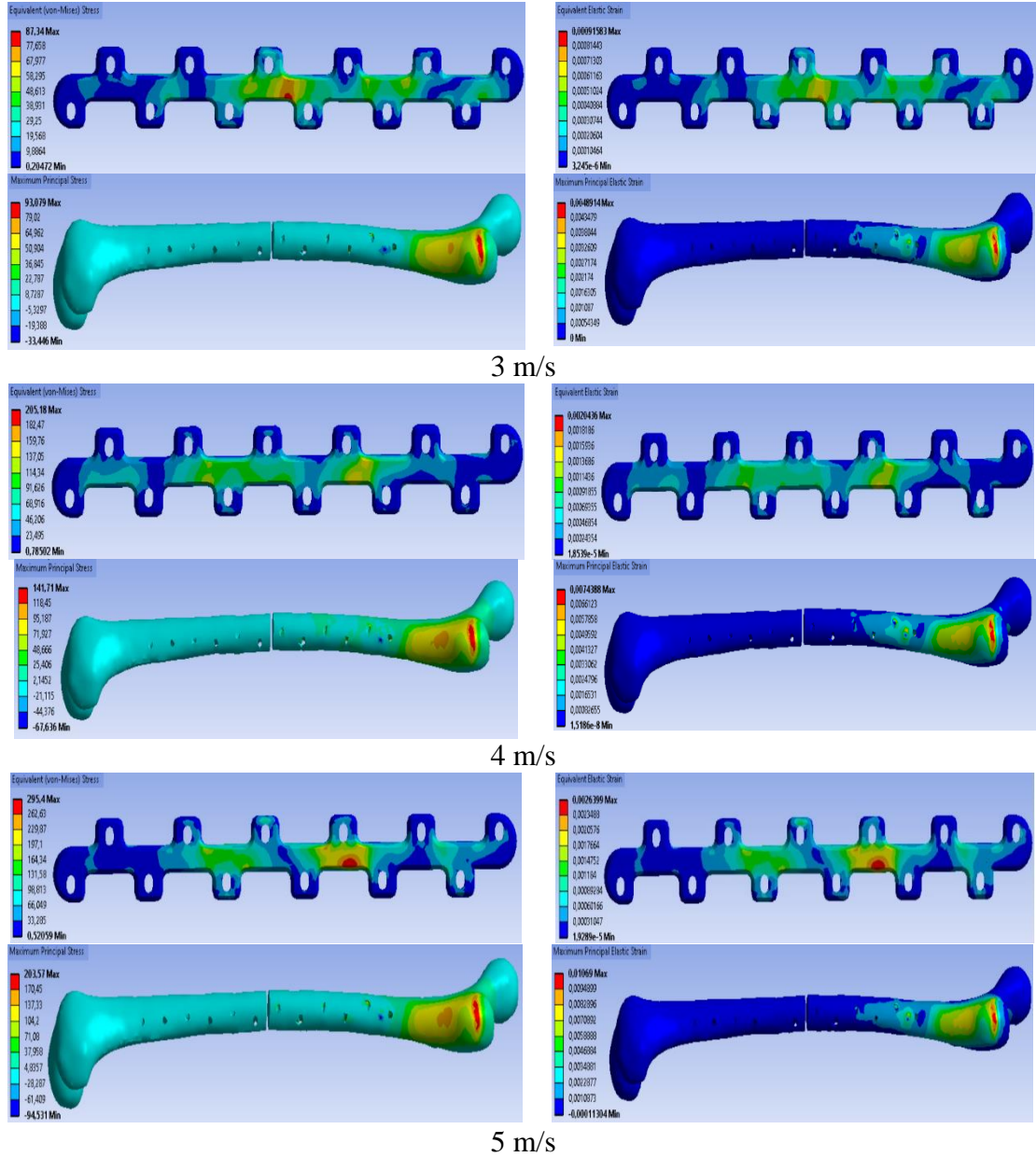
İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.48’de gösterilmiştir.



Şekil 4.48. İmplant2’yi kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

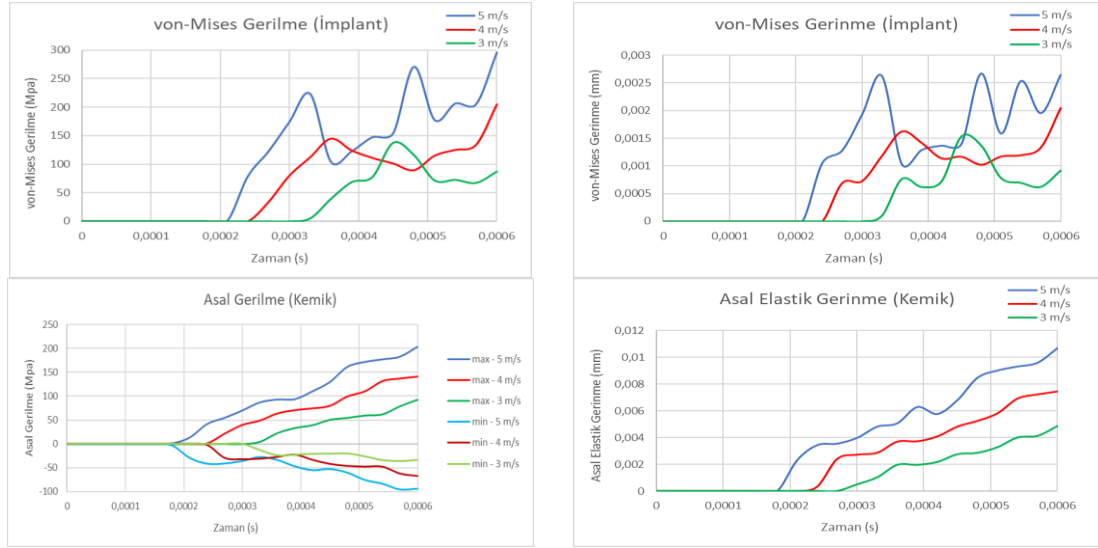
İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 1 numaralı vidada oluştuğu görülmüştür ve 299,15 MPa değerindedir. Diğer iki çarpma hızında ise vidalarda oluşan en yüksek gerilme 8. vidada meydana gelmiştir ve sırasıyla 431,06 MPa ile 600,16 MPa değerlerindedir.

Eksene dik kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.49’da gösterilmiştir.



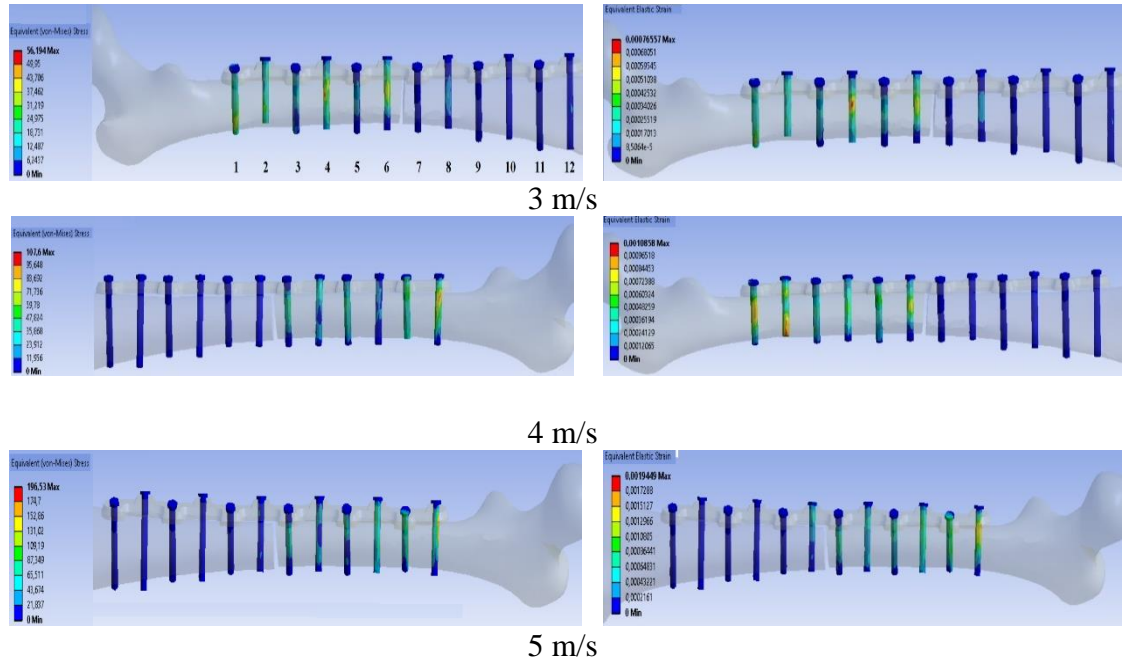
Şekil 4.49. İmplant2-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

Tüm hızlarda sistemde hasar oluşmamaktadır. Hız arttıkça kemiğin eğilmesi arttığından yüksek gerilme değerleri kuvvetin geldiği yöne yakın olan kırık bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.50’de gösterilmiştir.



Şekil 4.50. İmplant2-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.51’de gösterilmiştir.

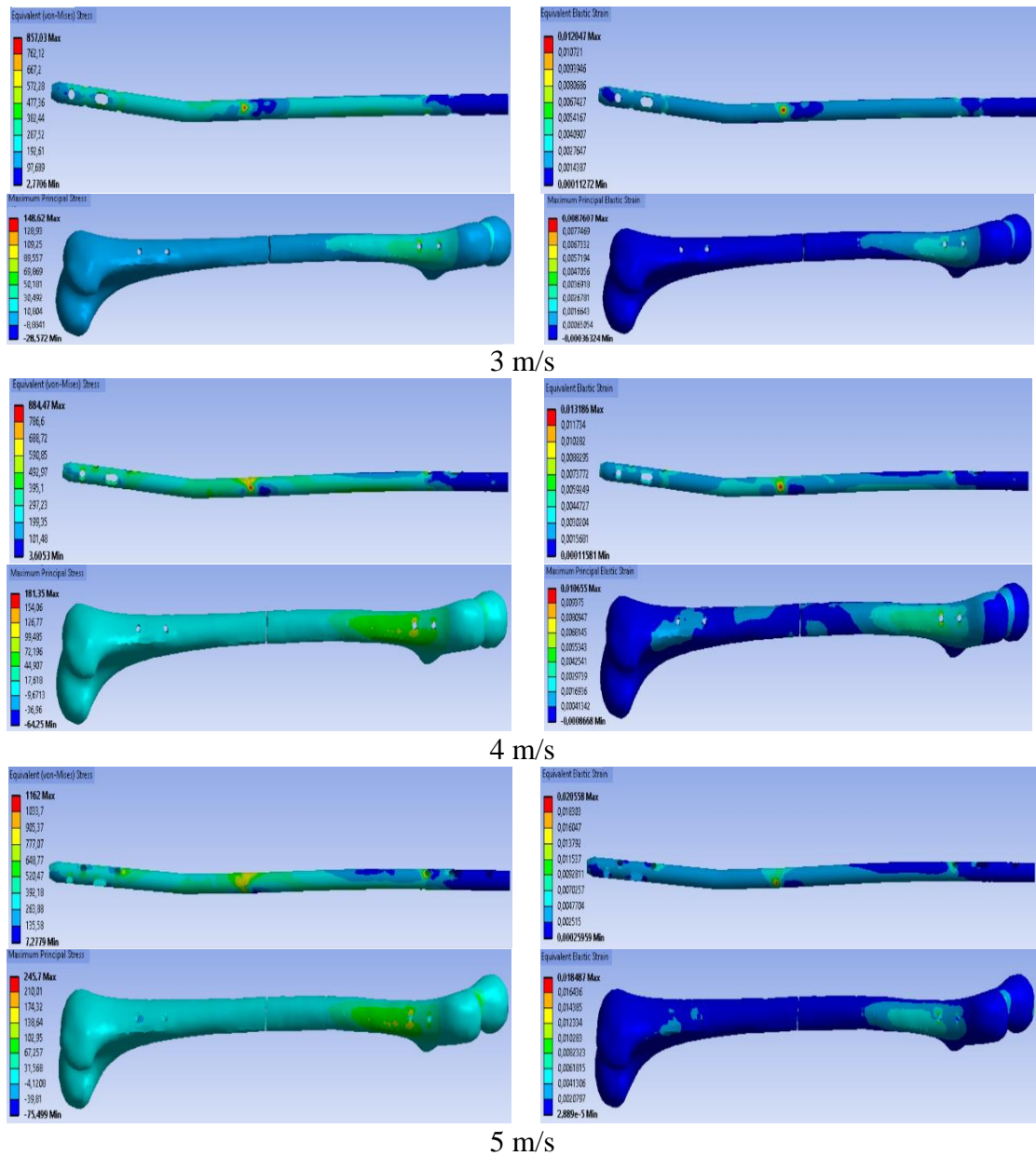


Şekil 4.51. İmplant2’yi kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme 4 numaralı vidada görülmüştür ve 56,194 MPa değerindedir. Hız arttığında yani 4 m/s çarpma hızında 2 numaralı vidada en yüksek gerilme görülmüştür ve 107,6 MPa değerindedir. İmpactın 5 m/s hızla kırık kemik-implant sistemine çarpması sonucu en yüksek gerilme 1. Vidada meydana gelmiştir ve 196,53 MPa değerindedir.

4.2.4. Mevcut İmplant3-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Gövde kısmından Basit-A tipi transverse olarak kırılmış kemiğe monte edilen implant-3 sisteminin analiz sonuçları Şekil 4.52’de gösterilmiştir.



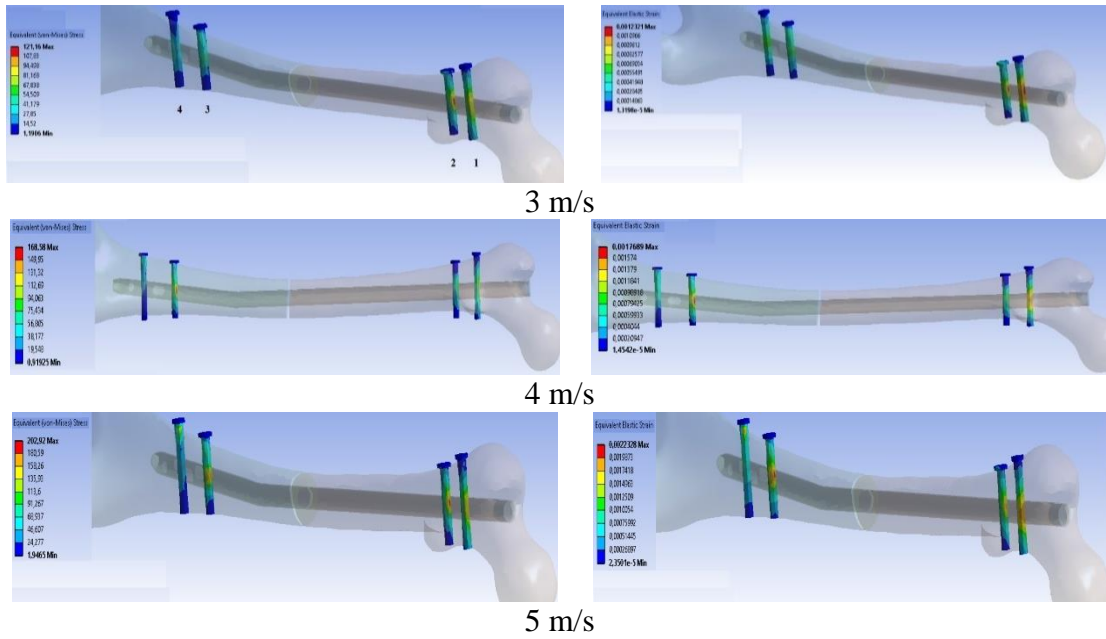
Şekil 4.52. İmplant3-kemik sistemi aksenal kuvvet dinamik analiz sonuçları

İmpactın 3 m/s hızla çarpması sonucu kırık kemik-implant sistemindeki elemanların tümünde akma mukavemetlerinden düşük gerilmeler, diğer hızlarda ise implant üzerinde sınır değerden yüksek gerilmeler oluşmaktadır. Zamana bağlı gerilme ve gerinim grafikleri Şekil 4.53'te gösterilmiştir.



Şekil 4.53. İmplant3-kemik sisteminin aksel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

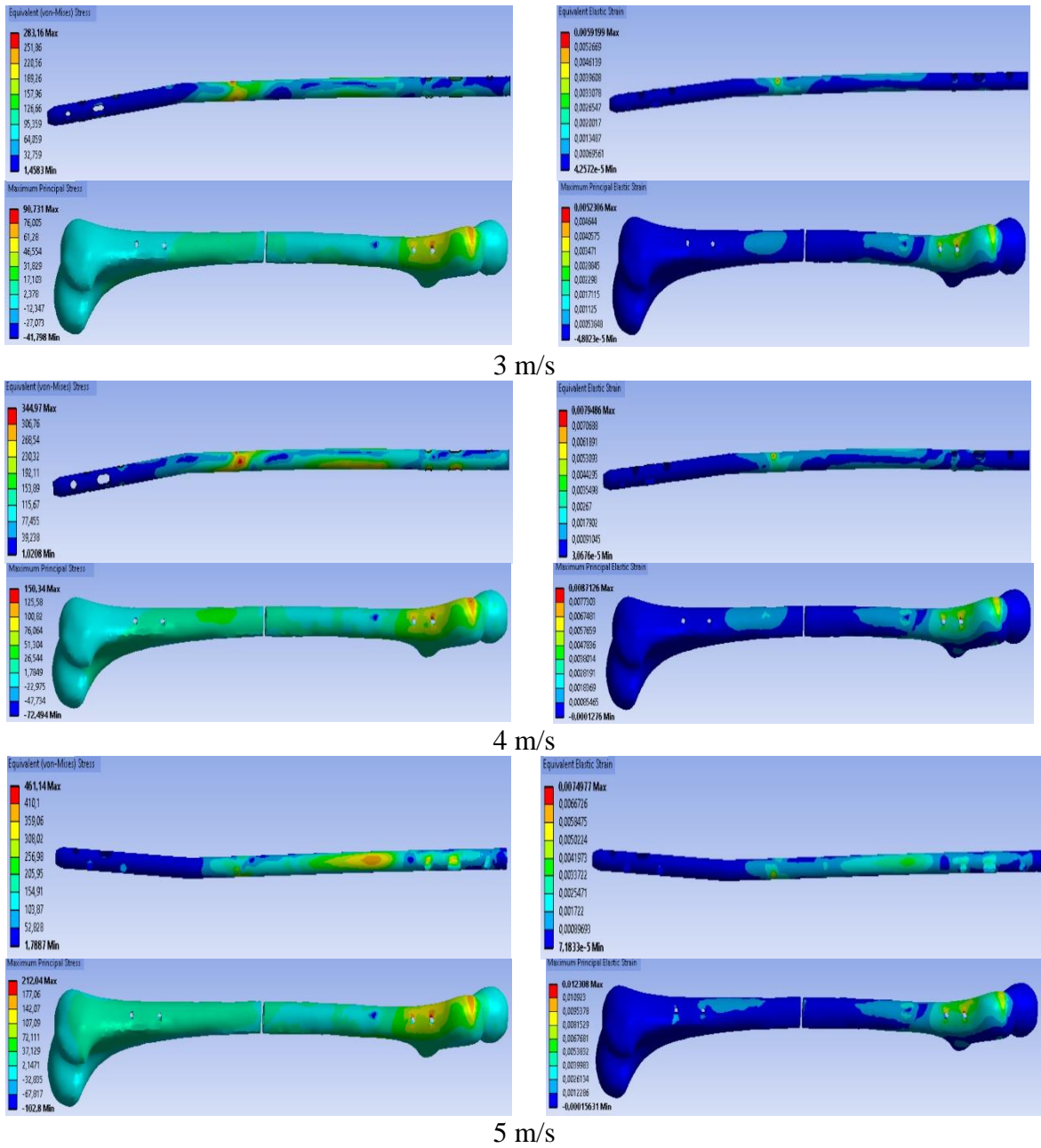
İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.54'te gösterilmiştir.



Şekil 4.54. İmplant3'ü kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

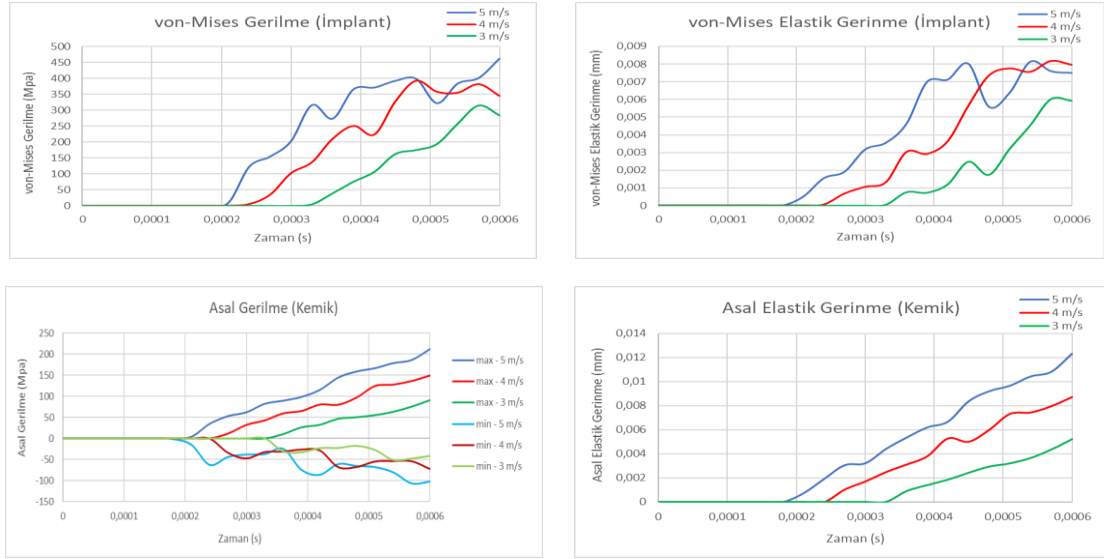
İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en büyük gerilme 2 numaralı vidada görülmüştür ve 121,16 MPa değerindedir. Kırık kemik-implant sistemine 4 m/s hızla çarpan impactın vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (168,58 MPa) 3. vidada görülmüştür. İmpactın 5 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (202,92 MPa) 2. vidada ve en yüksek gerinim ise 3. vidada meydana gelmiştir.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.55'te gösterilmiştir.



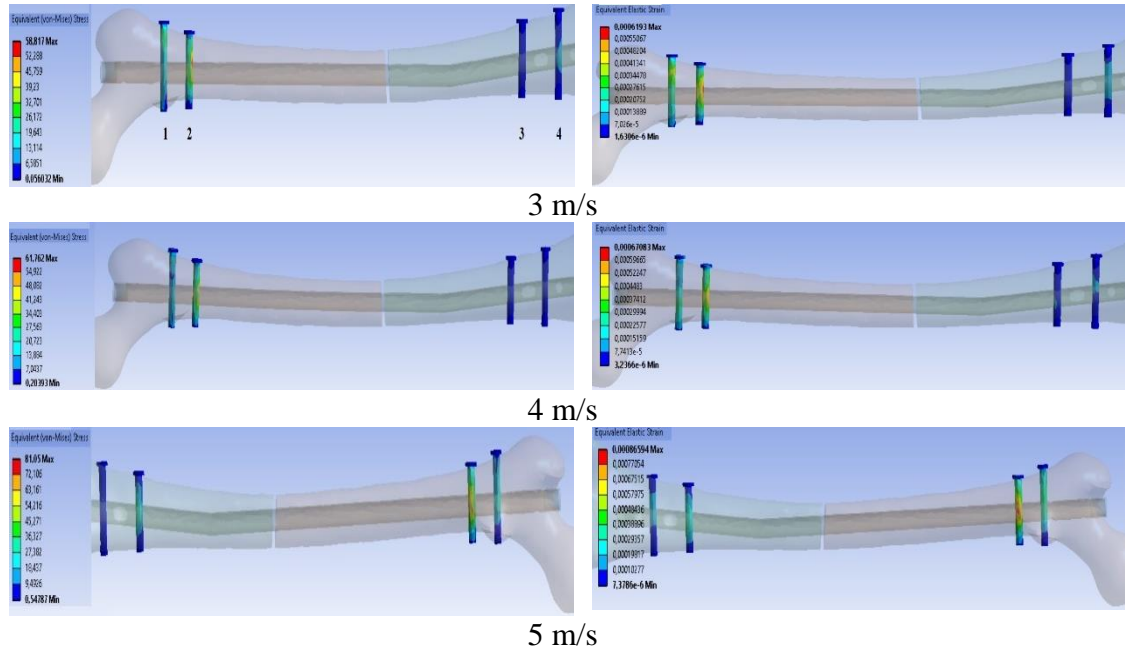
Şekil 4.55. İmpant3-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

İmplantta incelenen hızlarda akma mukavemetinden düşük gerilmeler oluşmuştur. Eksenel yönden gelen kuvvete karşı gösterdiği dirençten daha iyi olduğu anlaşılmıştır. Zamana bağlı gerilme ve gerinim değerleri Şekil 4.56’da gösterilmiştir.



Şekil 4.56. İmplant3-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinim değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.57’de gösterilmiştir.

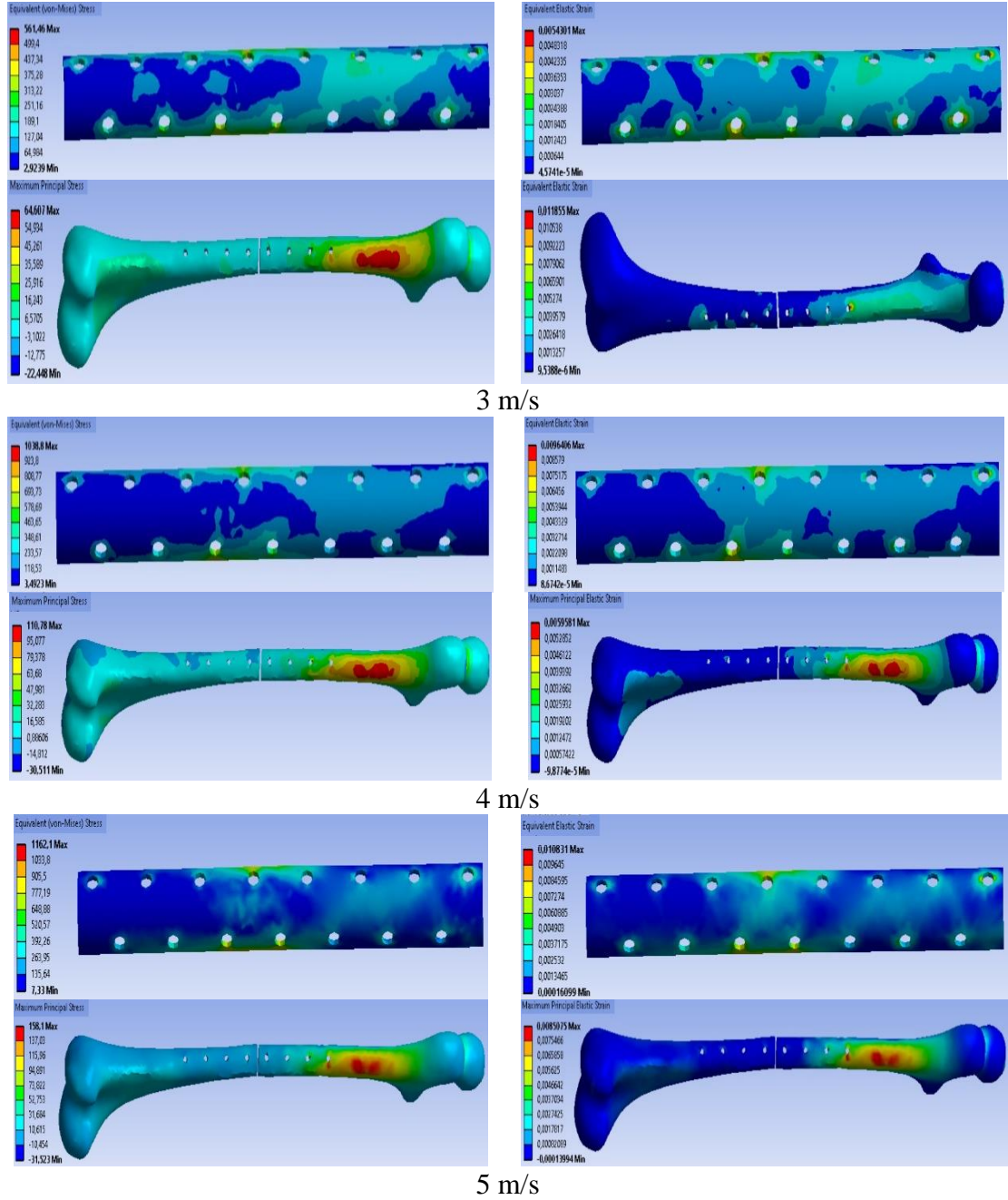


Şekil 4.57. İmplant3’ü kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 2 numaralı vidada olduğu görülmüştür. Çarpma hızlarında meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla; 58,817 MPa, 61,762 MPa, 81,05 MPa.

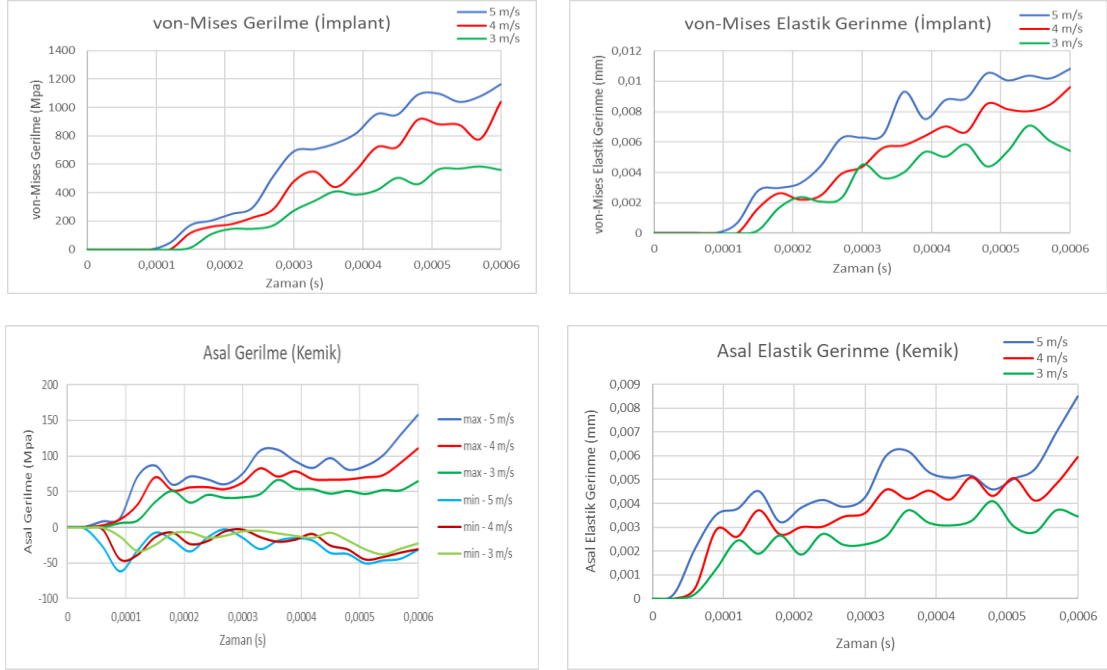
4.2.5. Yeni Tasarım1-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Impact'ın femur baş kısmına -y doğrultusunda (eksenel) çarpması sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.58'de gösterilmiştir.



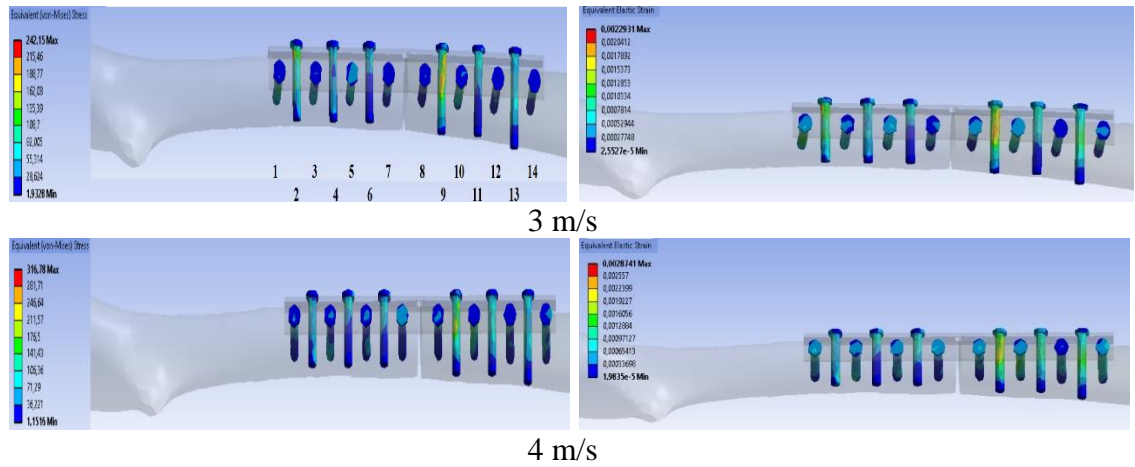
Şekil 4.58. Tasarım1-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları

Kemik-implant sisteminde tüm hızlarda en yüksek gerilmeler implantta meydana gelmiştir. Kırık kemiğe gelen yükü azaltabildiği anlaşılmıştır. Ancak 3 m/s hızda oluşan gerilmeler haricinde diğer hızlarda implantta hasar oluşacaktır. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.59’da gösterilmiştir.

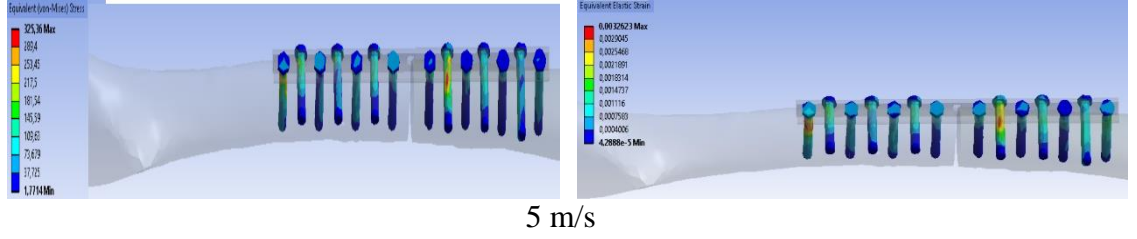


Şekil 4.59. Tasarım1-kemik sisteminin aksel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.60’da gösterilmiştir.



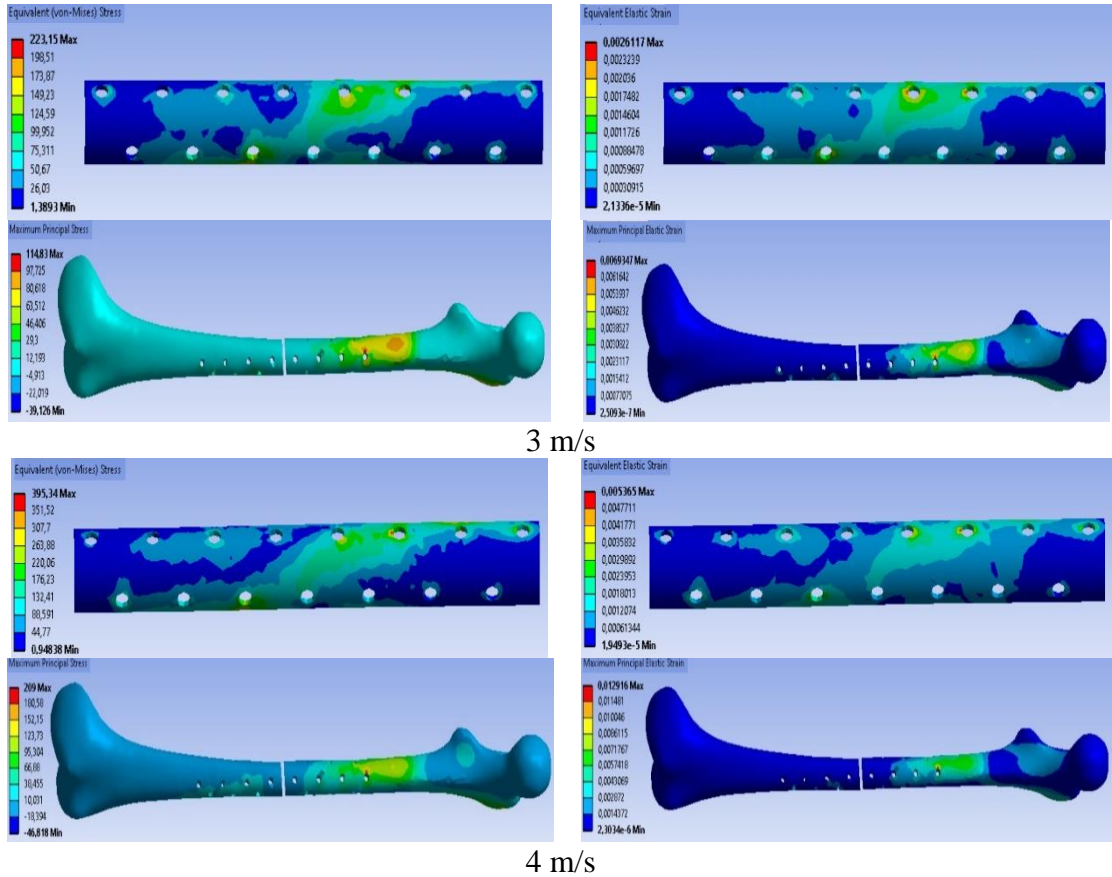
Şekil 4.60. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları



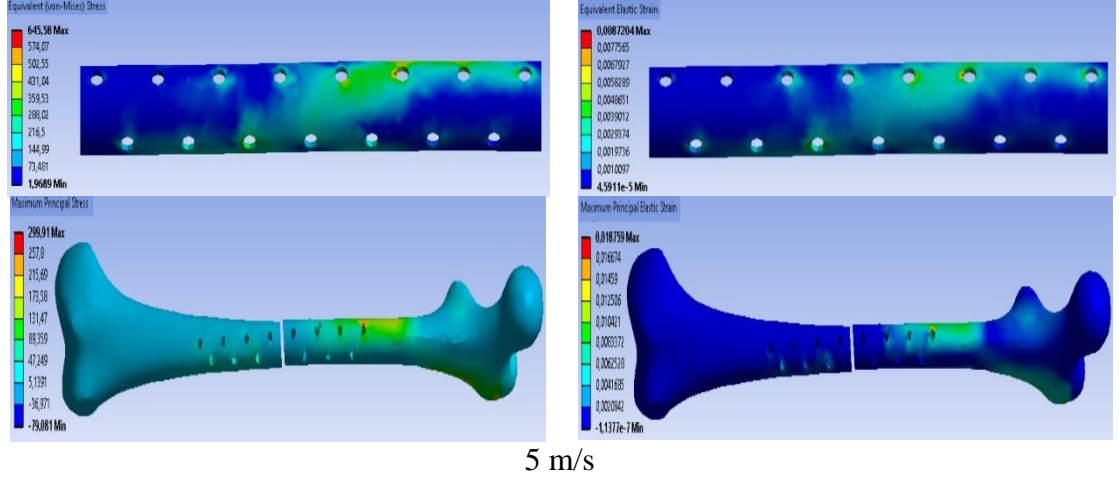
Şekil 4.60. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı)

İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 2 numaralı vidada oluştuğu görülmüştür ve 242,15 MPa değerindedir. Diğer iki çarpma hızında ise vidalarda oluşan en yüksek gerilme 9. vidada meydana gelmiştir ve sırasıyla 316,78 MPa ile 325,36 MPa değerlerindedir. İmpactın 5 m/s çarpma hızında vidalarda oluşan en yüksek gerinim 1. vidada oluşmuştur ve 0,0032623 değerindedir.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.61’de gösterilmiştir.

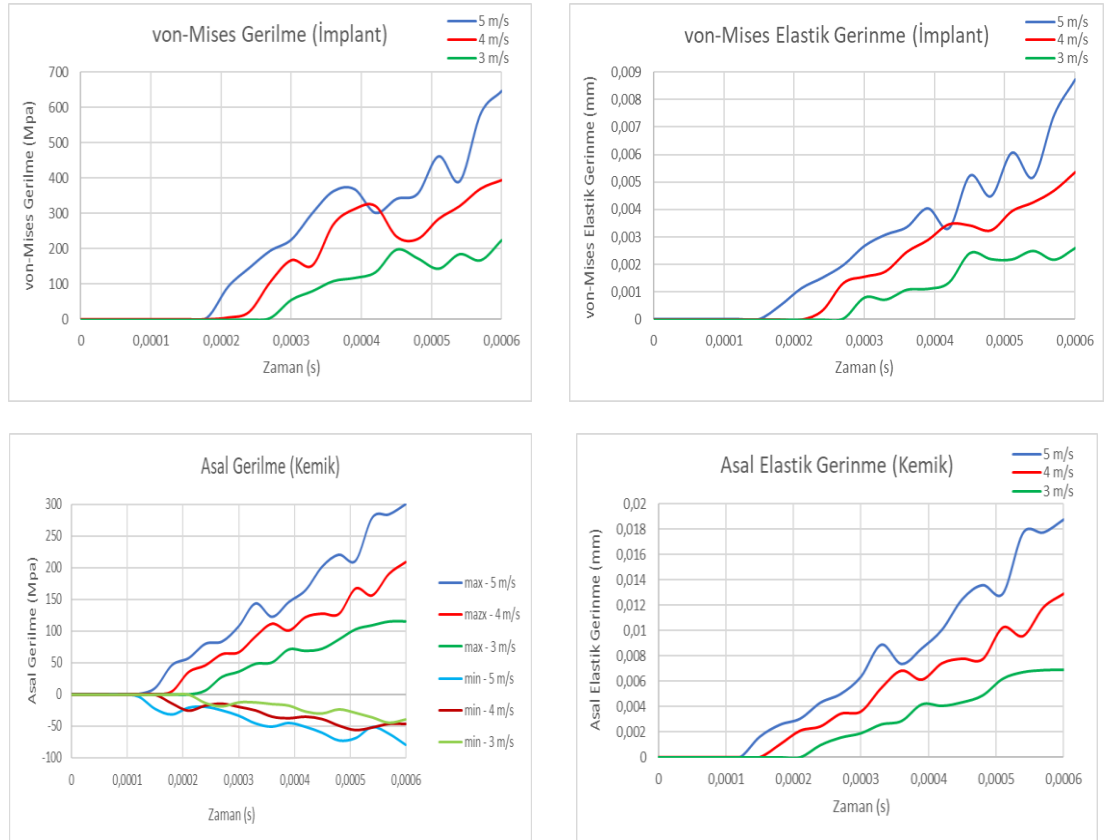


Şekil 4.61. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları



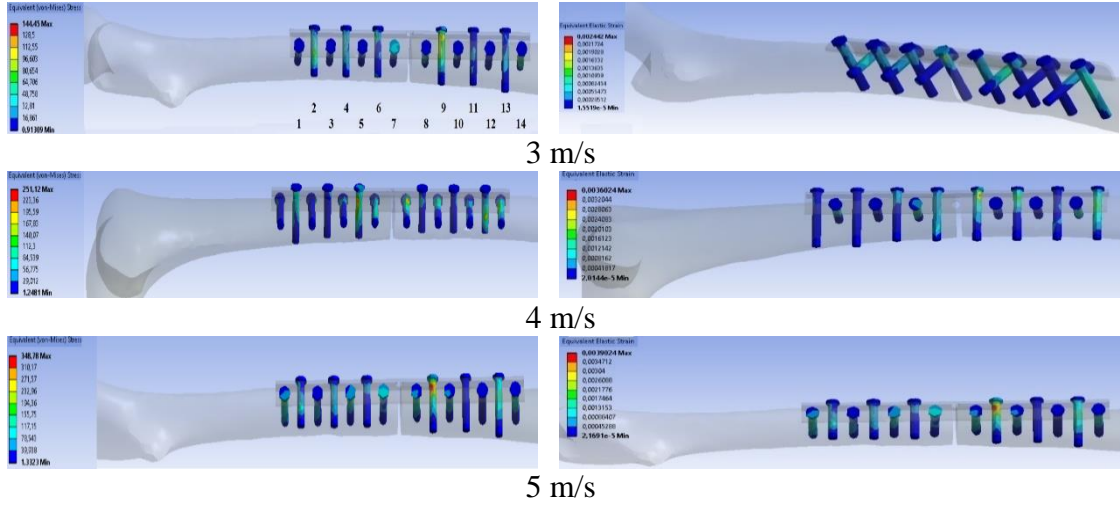
Şekil 4.61. Tasarım1-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

İmplantın eksene dik yönde gelen kuvvete karşı kemik üzerine gelen yükü istenilen oranda azaltamadı görülmüştür. 5 m/s hızda kemikte hasar oluşmaya başlayacaktır. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.62’de gösterilmiştir.



Şekil 4.62. Tasarım1-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.63'te gösterilmiştir.

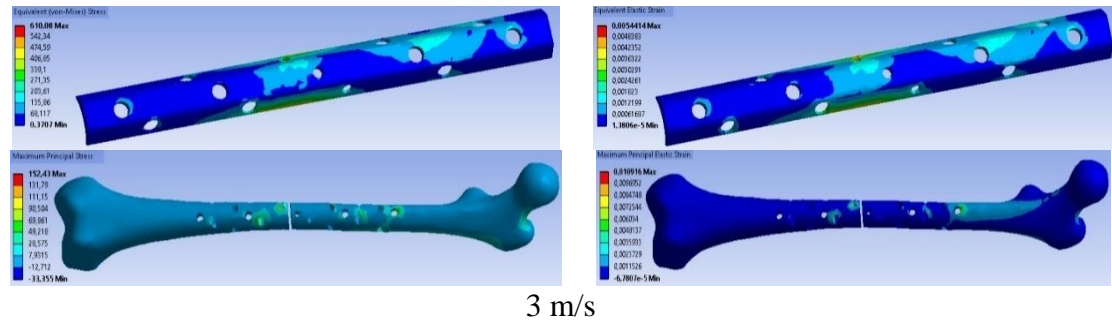


Şekil 4.63. Tasarım1 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

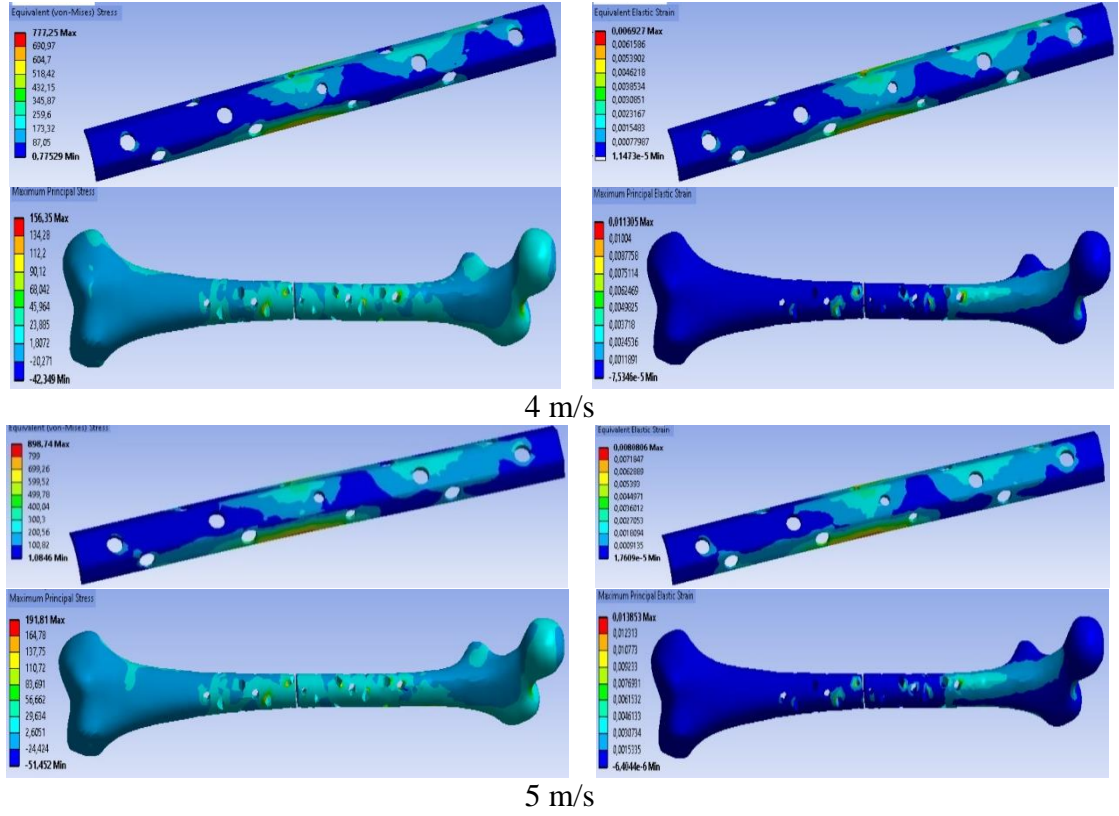
İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en büyük gerilme 9. vidada, en yüksek gerilme 7. vidada görülmüştür ve sırasıyla 144,45 MPa ile 0,002442 değerlerindedir. Kırık kemik-implant sistemine 4 m/s hızla çarpan impactın vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (251,12 MPa) 6 numaralı vidada, en yüksek gerilme (0,0036024) 8. Vidada görülmüştür. İmpactın 5 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (348,78 MPa) ve gerilim (0,0039024) 9 numaralı vidada meydana gelmiştir.

4.2.6. Yeni Tasarım2-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Impact'ın femur baş kısmına -y doğrultusunda (eksenel kuvvet) çarpası sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.64'te gösterilmiştir.

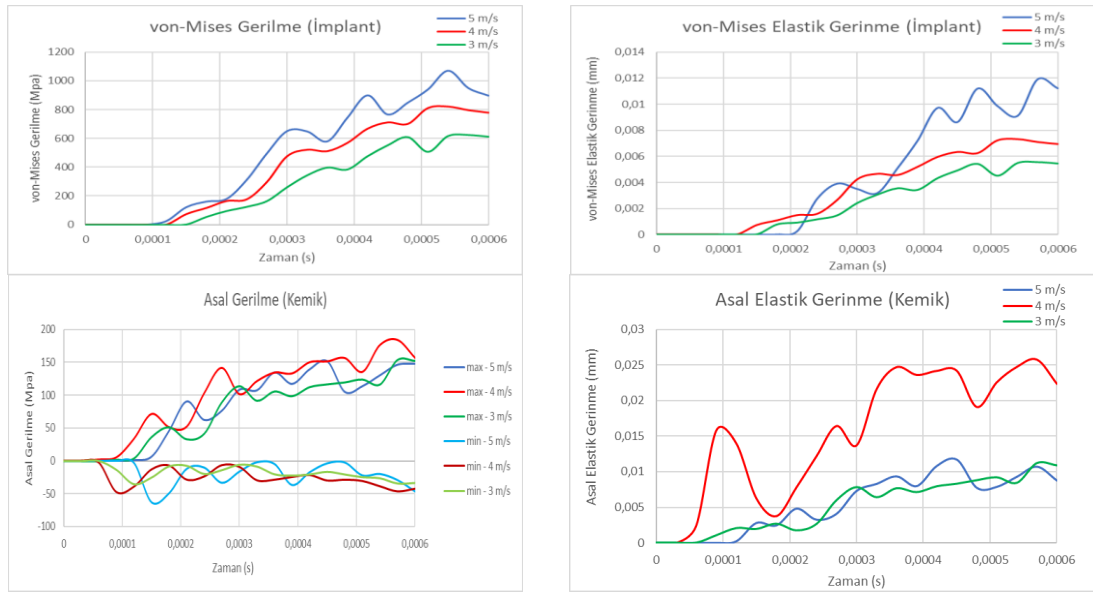


Şekil 4.64. Tasarım2-kemik sistemi aksenal kuvvet dinamik analiz sonuçları



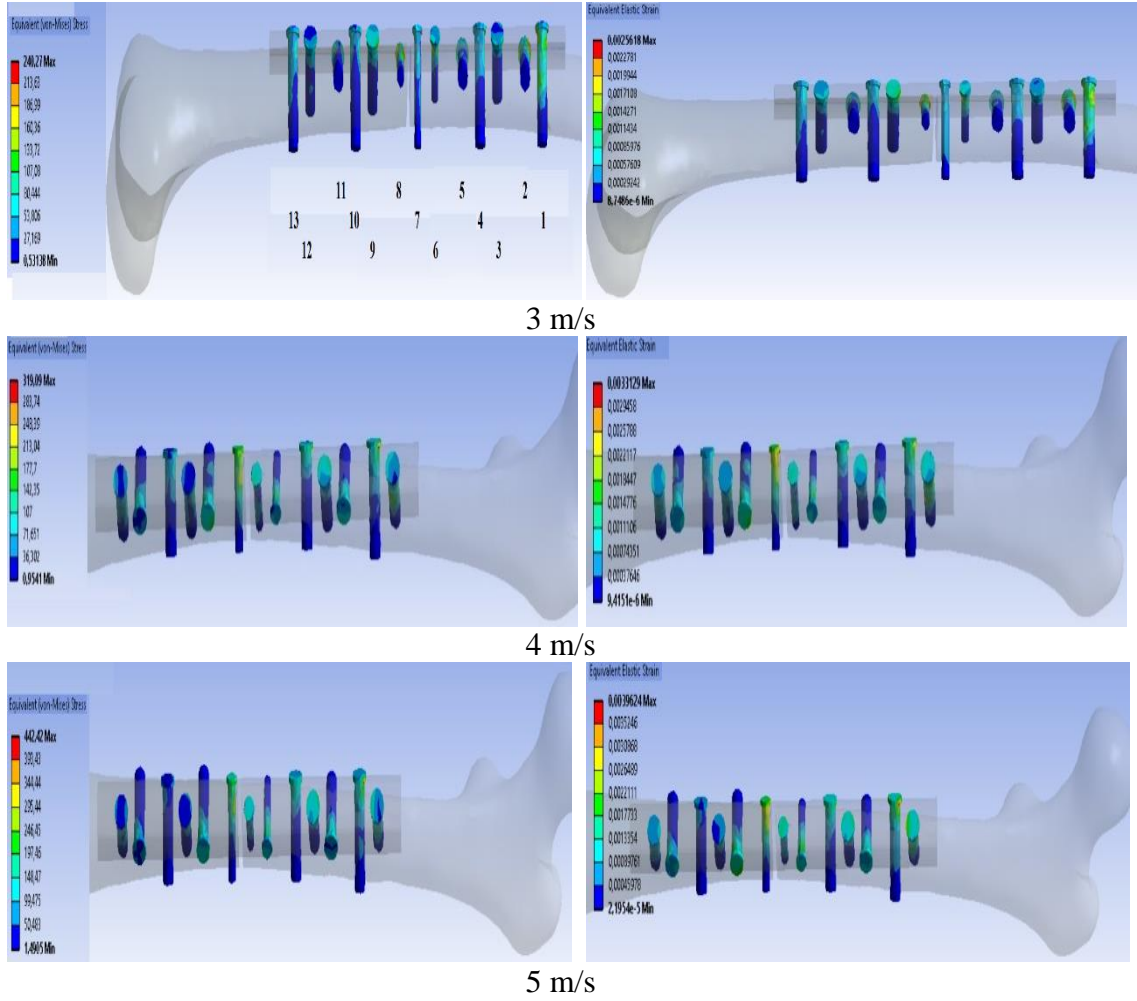
Şekil 4.64. Tasarıml2-kemik sistemi aksel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

Kemiğe gelen yük kemik akma mukavemetinden daha az gerilme oluşturmaktadır. 5 m/s hızda implantta oluşan gerilme ise implant akma mukavemet değerini aştığı görülmüştür. Zamana bağlı gerilme ve gerinme grafikleri Şekil 4.65'te gösterilmiştir.



Şekil 4.65. Tasarıml2-kemik sisteminin aksel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

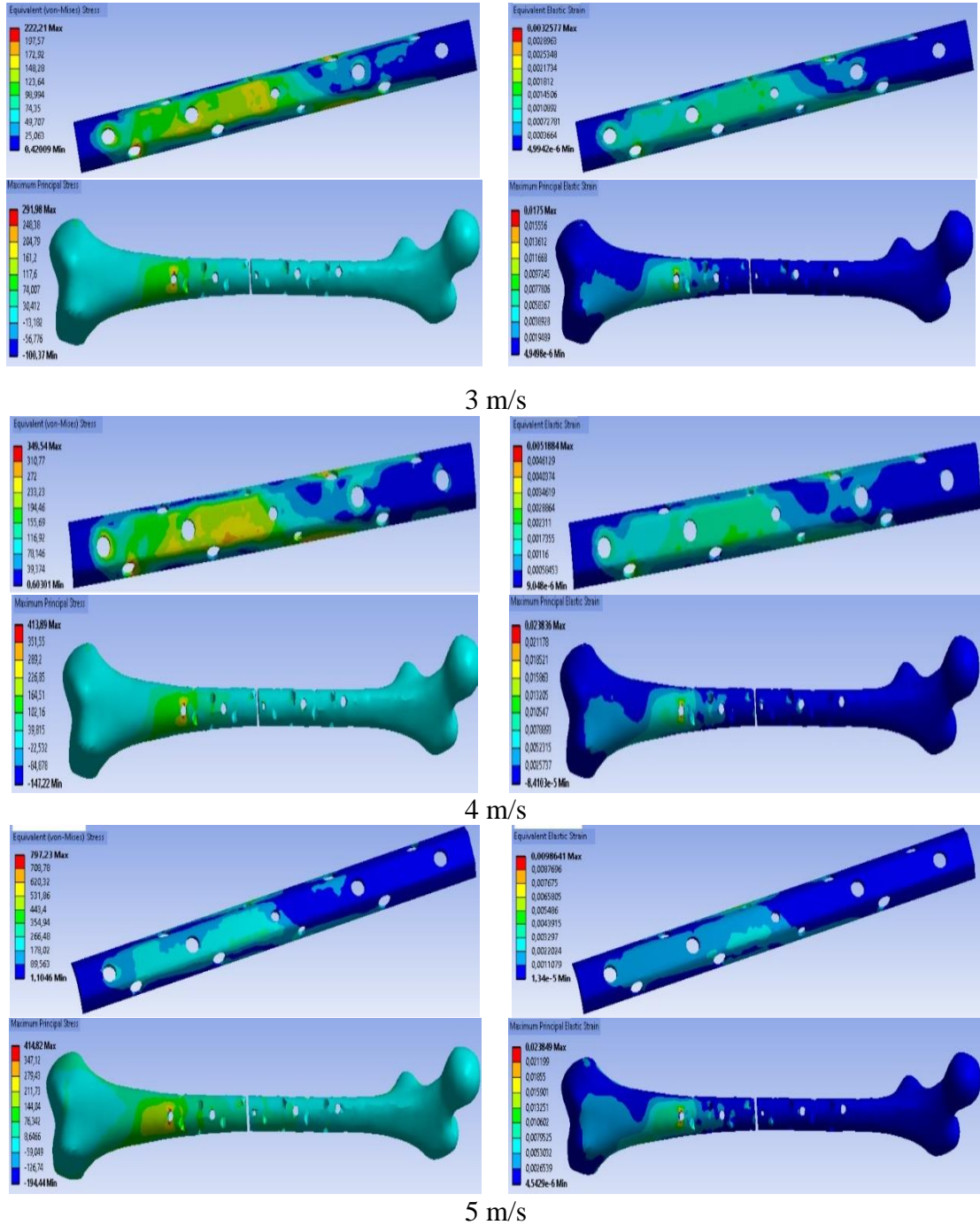
İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.66’da gösterilmiştir.



Şekil 4.66. Tasarım2 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

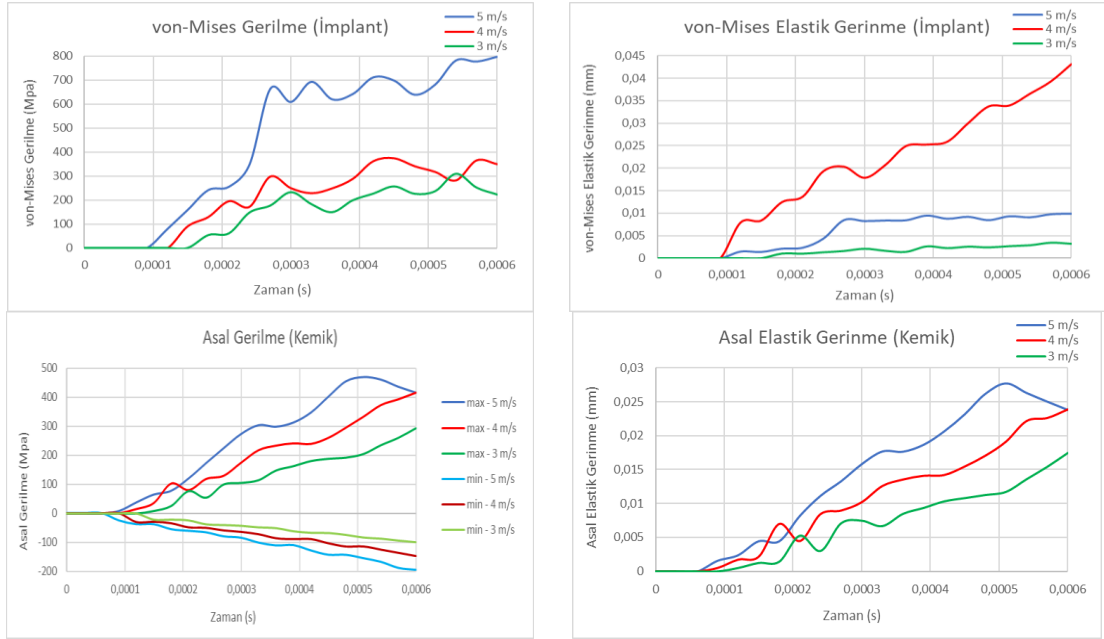
İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en büyük gerilme 6. vidada, en yüksek gerilme 8. vidada görülmüştür ve sırasıyla 240,27 MPa ile 0,0025618 değerlerindedir. Kırık kemik-implant sistemine 4 m/s hızla çarpan impactın vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (319,09 MPa) 2 numaralı vidada, en yüksek gerilme (0,0033129) 8. Vidada görülmüştür. İmpactın 5 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (442,42 MPa) ve gerinim (0,0039624) 2 numaralı vidada meydana gelmiştir.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.67’de gösterilmiştir. İmplant eksene dik yönden gelen kuvvete karşı kemiği koruyamamaktadır. 3 m/s ve daha düşük çarpma hızlarında istenilen sonucu verebileceği anlaşılmıştır.



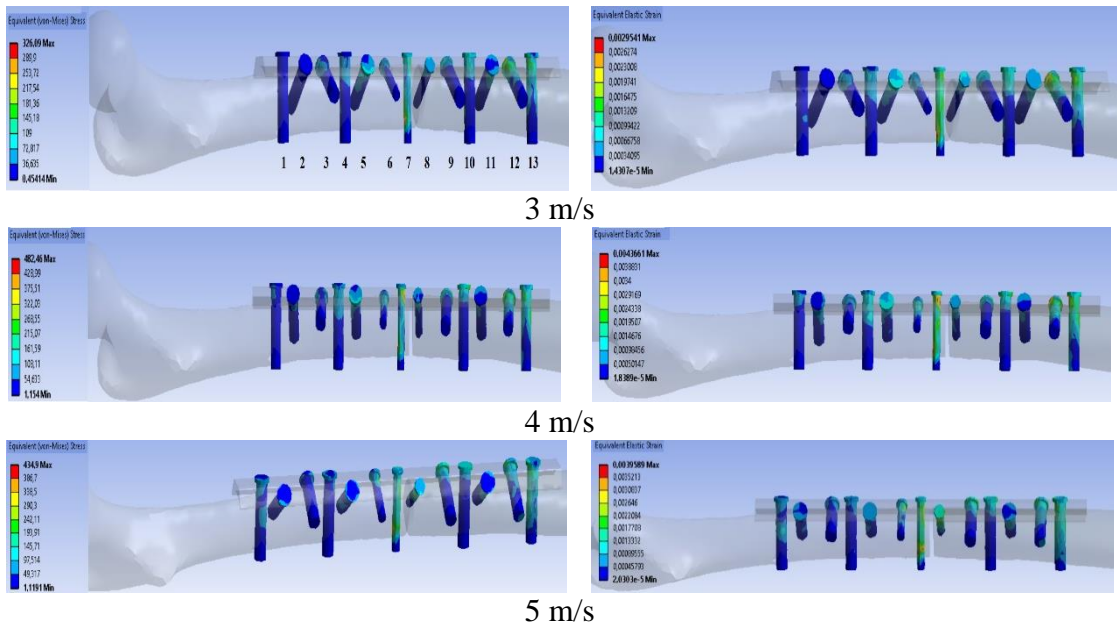
Şekil 4.67. Tasarım2-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

Yeni tasarım2-kemik sisteminde kemik ve implant için maksimum gerilmelerin oluştuğu noktadaki zamana bağlı gerilme ve gerilme değerleri Şekil 4.68’de gösterilmiştir.



Şekil 4.68. Tasarım2-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.69’da gösterilmiştir.

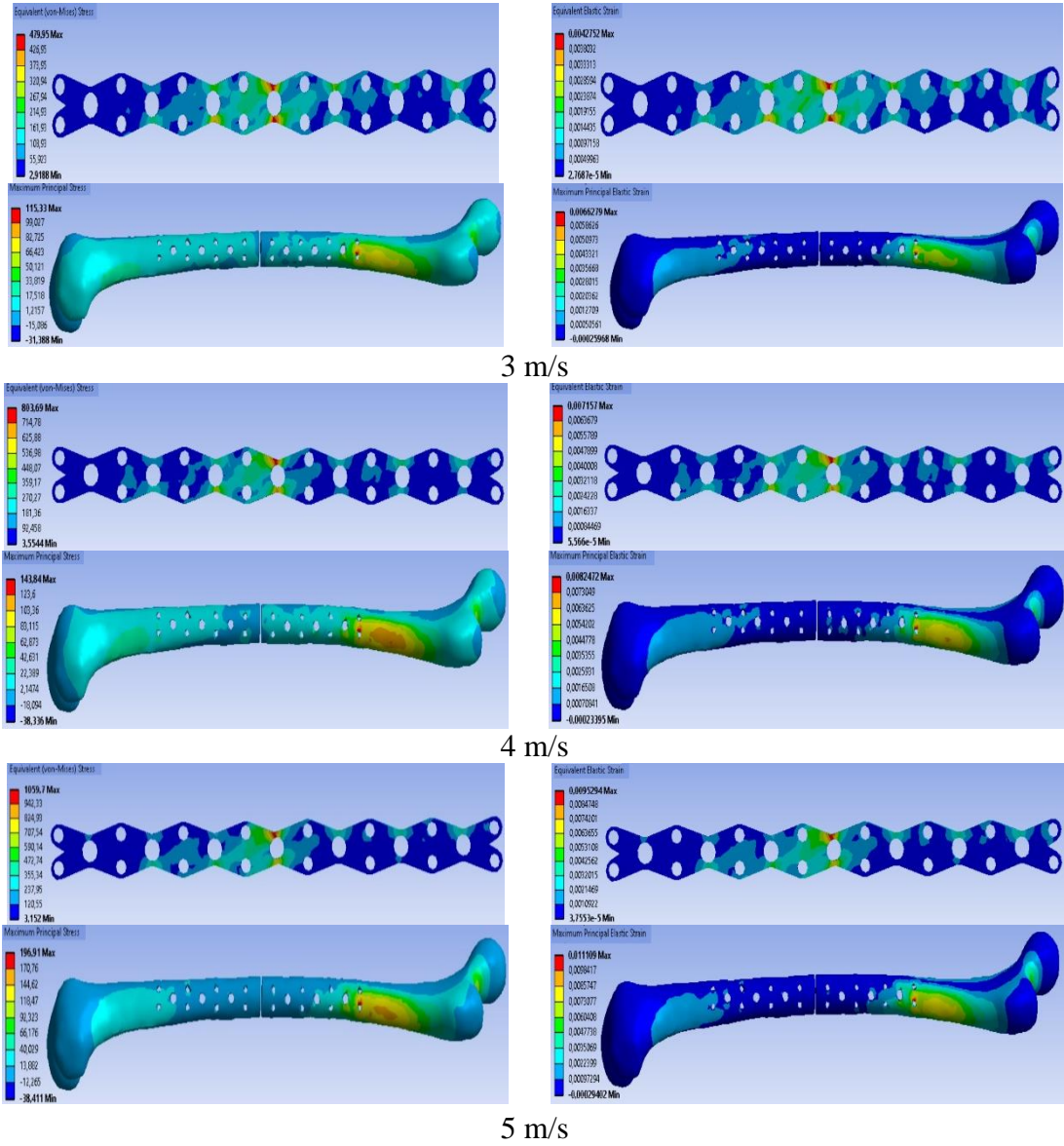


Şekil 4.69. Tasarım2 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 7 numaralı vidada olduğu görülmüştür. Çarpma hızlarında meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla; 326,09 MPa, 482,46 MPa, 434,9 MPa.

4.2.7. Yeni Tasarım3-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Impact'ın femur baş kısmına -y doğrultusunda (eksenel kuvvet) çarpması sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.70'de gösterilmiştir.



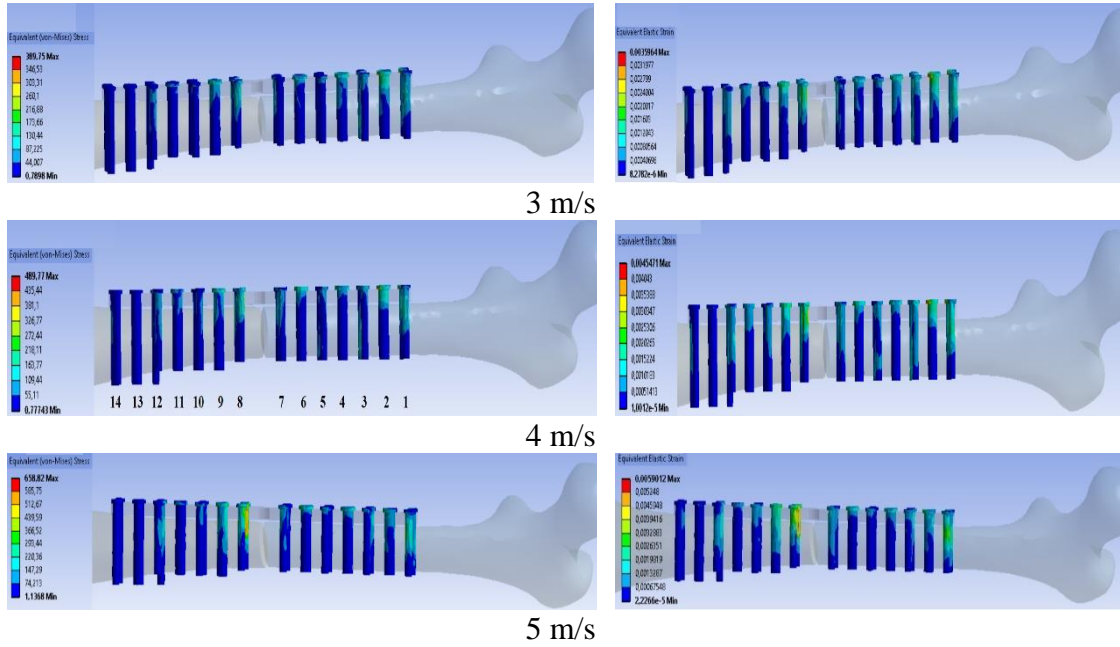
Şekil 4.70. Tasarım3-kemik sistemi aksenal kuvvet dinamik analiz sonuçları

İmplantta oluşan en büyük gerilme kırık bölgedeki vida yuvasındadır. 3 m/s ve 4 m/s hızlarda implanttaki gerilmeler hasar oluşturmadığı görülmüştür. Zamana bağlı gerilme ve gerilme değerleri Şekil 4.71’de gösterilmiştir.



Şekil 4.71. Tasarım3-kemik sisteminin aksenal kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerilme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

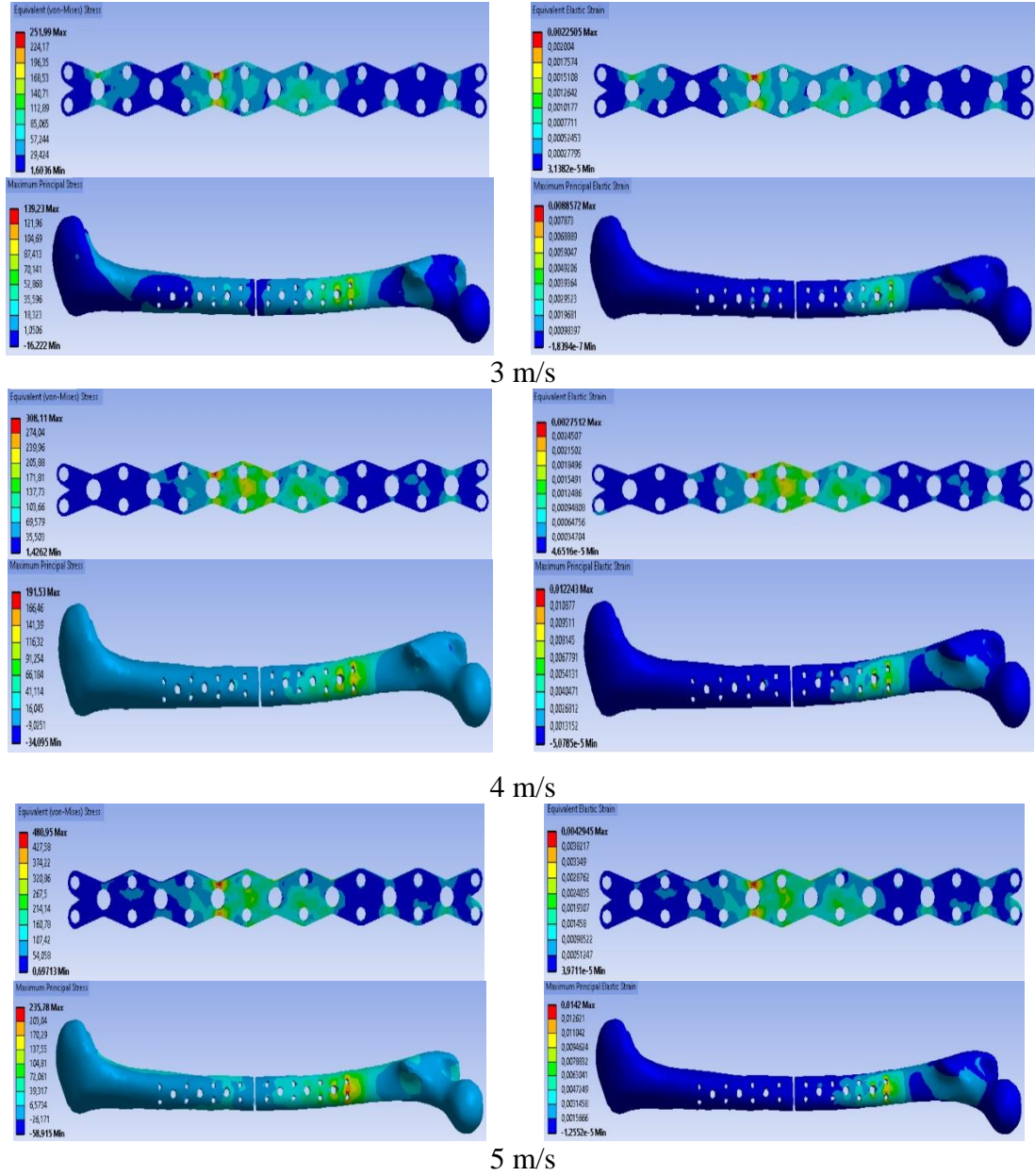
İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.72’de gösterilmiştir.



Şekil 4.72. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

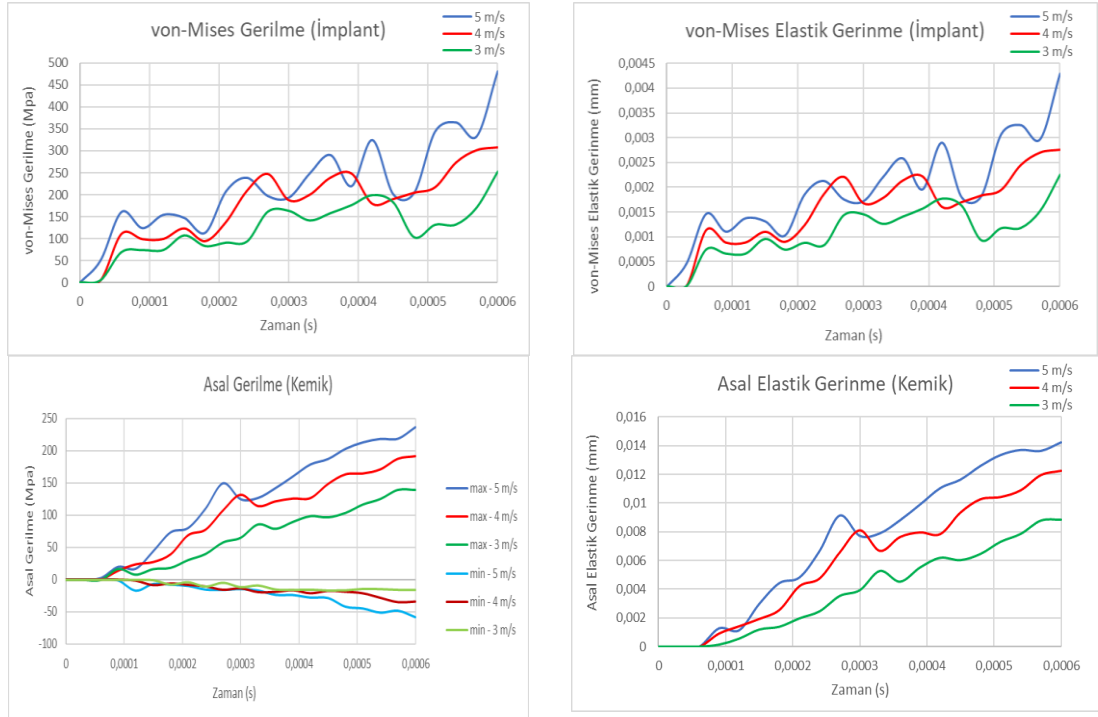
İmpactın 3 m/s ve 4 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşturdukları gerilmenin ve gerinmenin en yüksek olduğu vida 2 numaralı vidadır. Çarpma hızı 5 m/s de ise vidalardaki en yüksek gerilme 8 numaralı vidadadır.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.73'te gösterilmiştir.



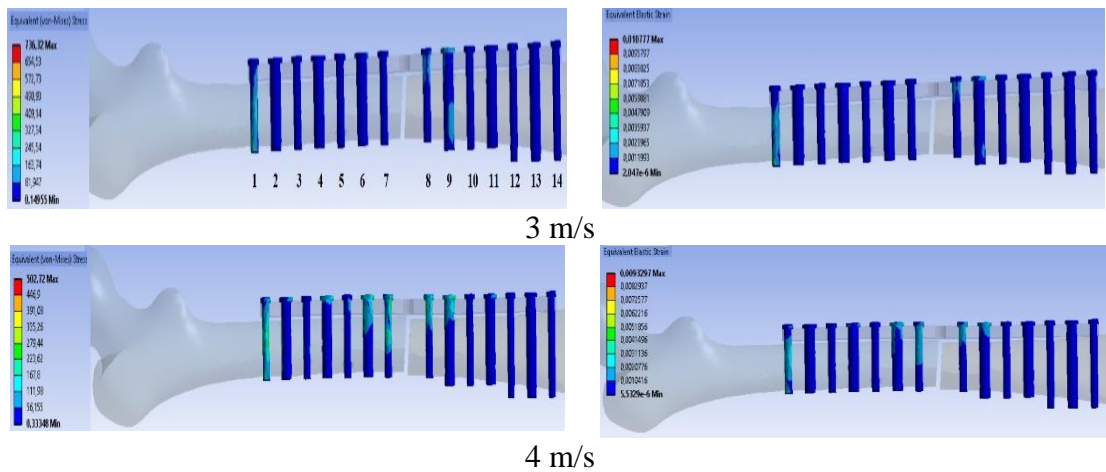
Şekil 4.73. Tasarım3-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları

Kemik-implant sisteminde hasar oluşmamaktadır. Zamana bağlı gerilme ve gerinme değerleri Şekil 4.74’te gösterilmiştir.

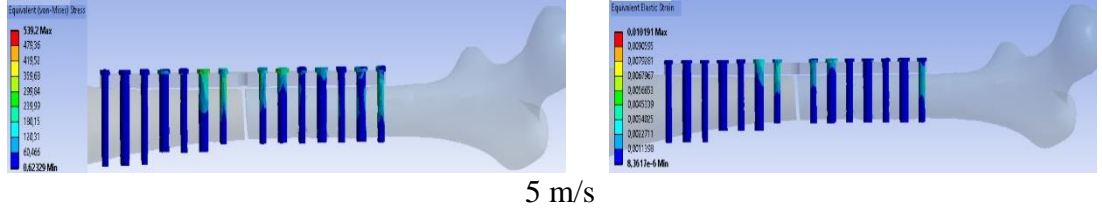


Şekil 4.74. Tasarım3-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.75’te gösterilmiştir.



Şekil 4.75. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

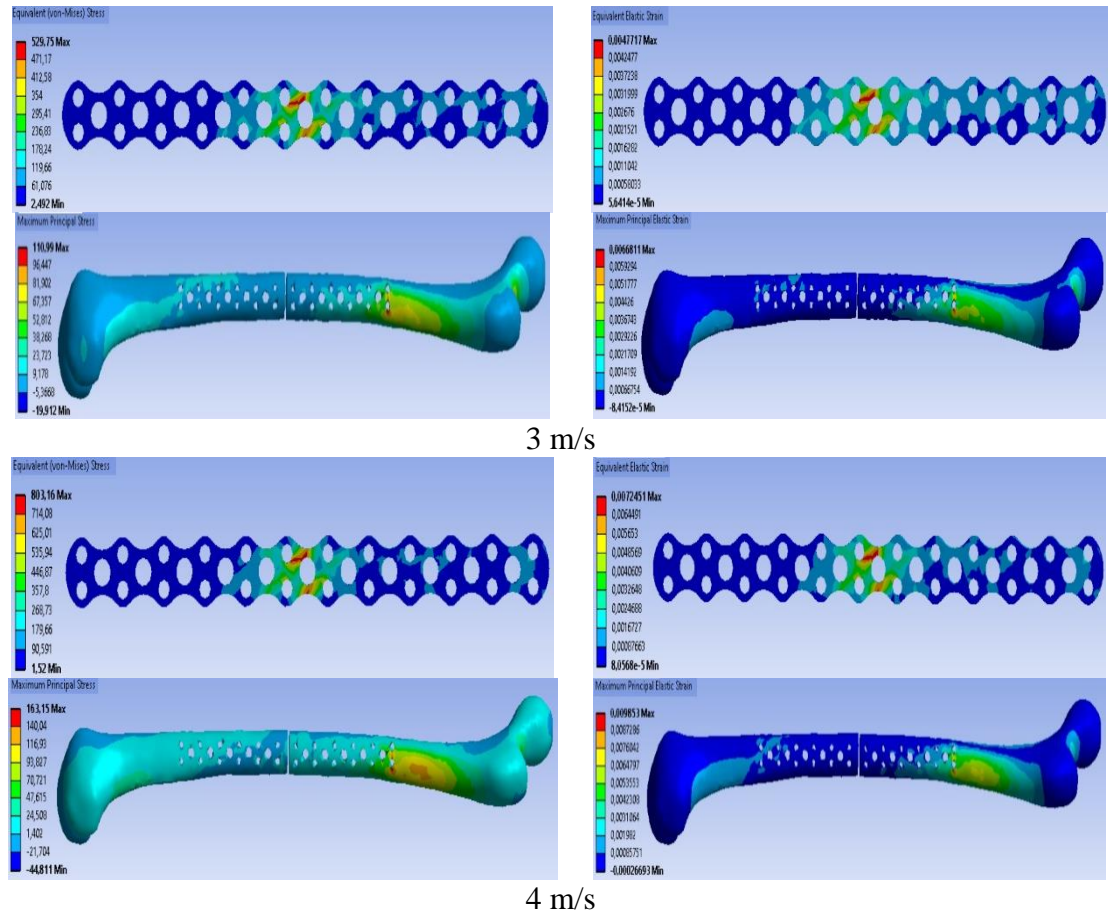


Şekil 4.75. Tasarım3 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı)

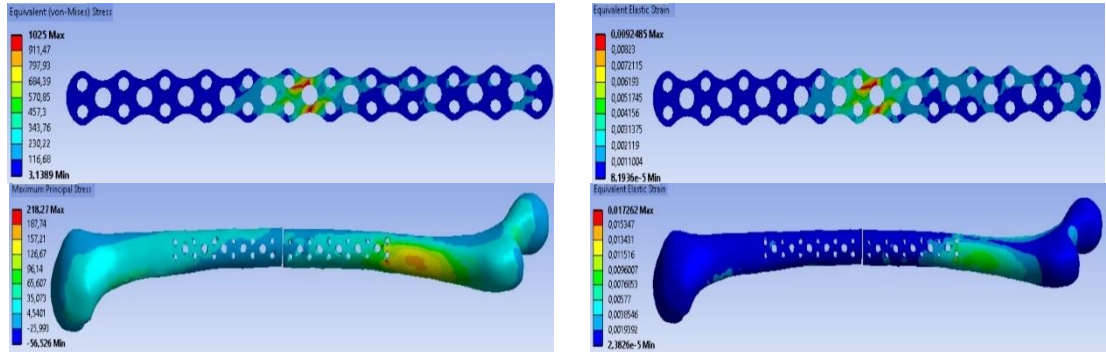
İmpactın 3 m/s ve 4 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşturdukları gerilmenin ve gerinmenin en yüksek olduğu vida 1 numaralı vidadır. Çarpma hızı 5 m/s de ise vidalardaki en yüksek gerilme 9 numaralı ve en yüksek gerinme 1. vidadır.

4.2.8. Yeni Tasarım4-kemik sisteminde oluşan dinamik gerilmeler

Impact'ın femur baş kısmına -y doğrultusunda (eksenel kuvvet) çarpması sonucu oluşturduğu dinamik gerilme dağılımları Şekil 4.76'da gösterilmiştir.



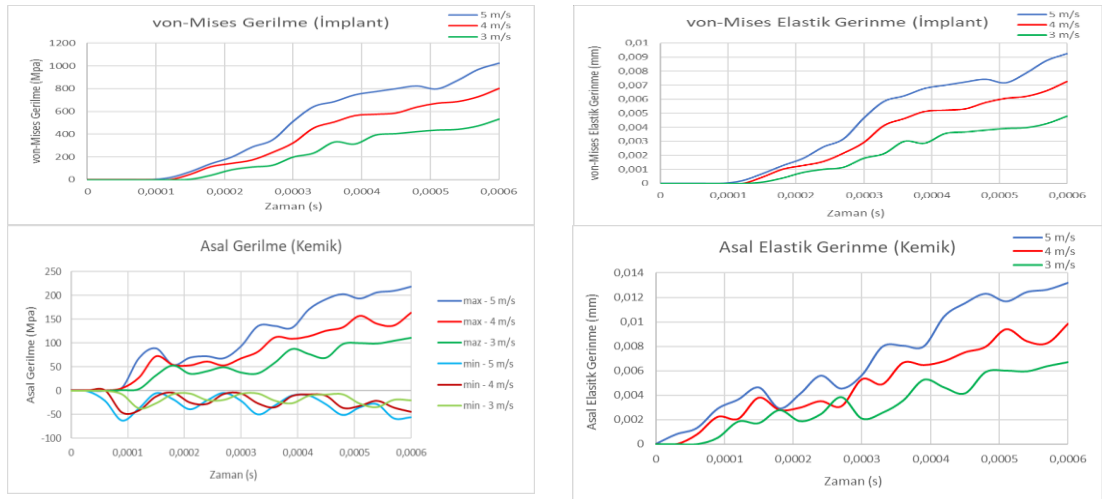
Şekil 4.76. Tasarım4-kemik sistemi aksenal kuvvet dinamik analiz sonuçları



5 m/s

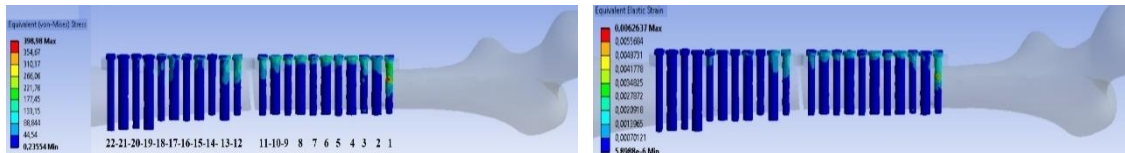
Şekil 4.76. Tasarım4-kemik sistemi eksenel kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

İmplant 3 m/s ve 4 m/s hızlarda kemiğin hasar görmesini engellemektedir. 5 m/s hızda implatta oluşan gerilmeler akma mukavemetini geçmiştir. Zamana bağlı gerilme ve gerinme değerleri Şekil 4.77’de gösterilmiştir.



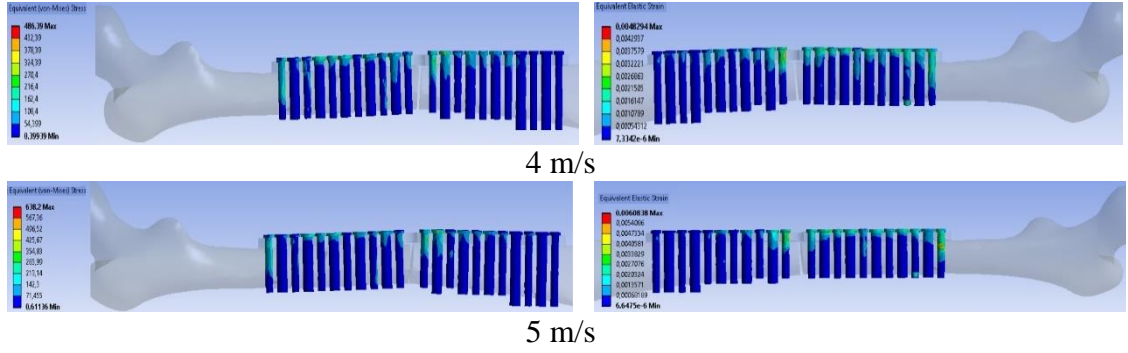
Şekil 4.77. Tasarım4-kemik sisteminin eksenel kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.78’de gösterilmiştir.



3 m/s

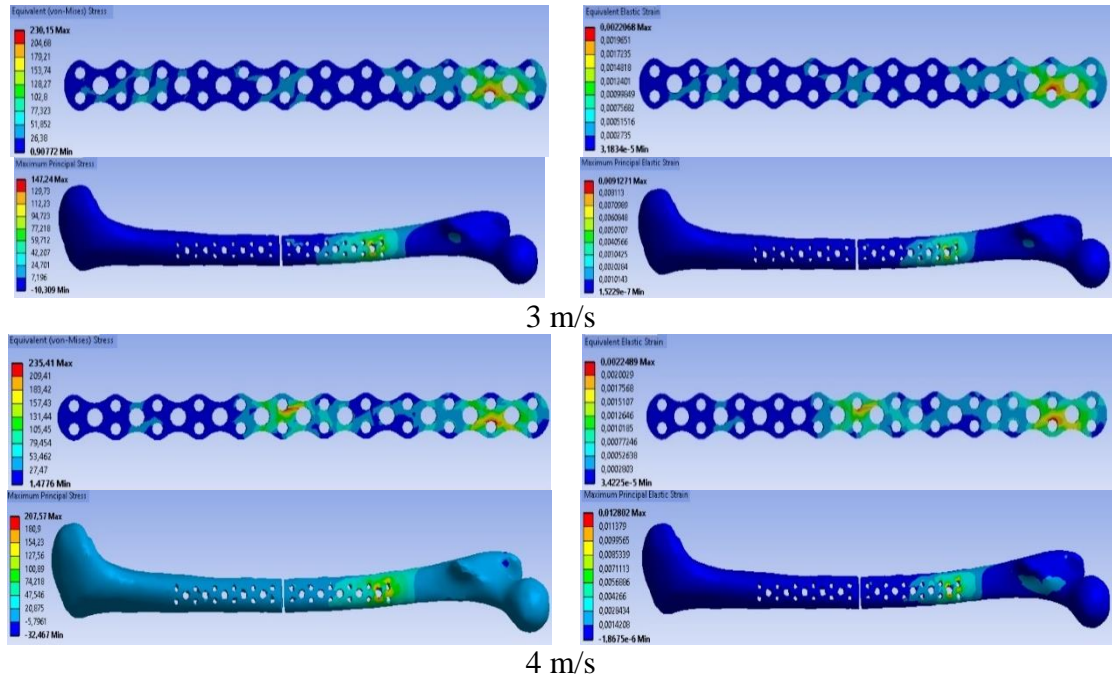
Şekil 4.78. Tasarım4 implantı kemiğe sabitleyen vidaların eksenel kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları



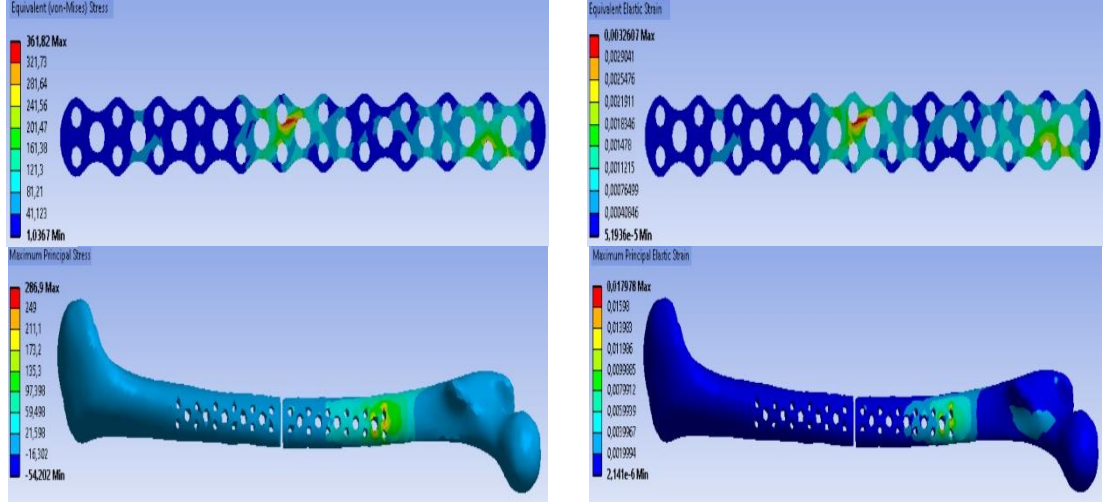
Şekil 4.78. Tasarım4 implantı kemiğe sabitleyen vidaların aksenal kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları (devamı)

İmpactın 3 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en büyük gerilme ve gerinme 1. vidada görülmüştür ve sırasıyla 398,98 MPa ile 0,0062637 değerlerindedir. Kırık kemik-implant sistemine 4 m/s hızla çarpan impactın vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (486,39 MPa) 13 numaralı vidada, en yüksek gerinme (0,0048294) 12 numaralı vidada görülmüştür. İmpactın 5 m/s çarpma hızında vidalarda oluşturduğu en yüksek gerilme (638,2 MPa) 13 numaralı vidada, gerinim (0,0060838) bir numaralı vidada meydana gelmiştir.

Eksene dik doğrultuda uygulanan kuvvet etkisinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.79’da gösterilmiştir.



Şekil 4.79. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları



5 m/s

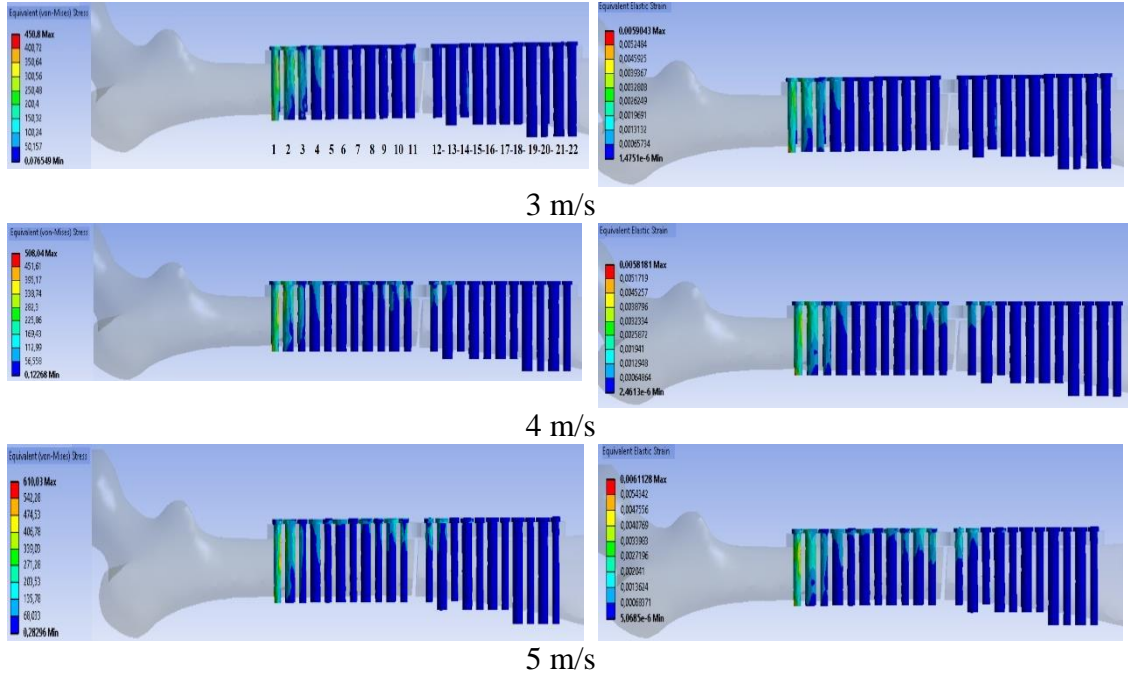
Şekil 4.79. Tasarım4-kemik sistemi eksene dik kuvvet dinamik analiz sonuçları (devamı)

Tüm hızlarda sistem elemanlarında hasar oluşmamaktadır. Zamana bağlı gerilme ve gerinme değerleri Şekil 4.80’de gösterilmiştir.



Şekil 4.80. Tasarım4-kemik sisteminin eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan maksimum gerilme ve gerinme değerlerinin zamana bağlı değişim grafikleri

İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.81’de gösterilmiştir.



Şekil 4.81. Tasarım4 İmplantı kemiğe sabitleyen vidaların eksene dik kuvvet etkisi altında oluşan gerilme dağılımları

İmpactın 3 m/s, 4 m/s, 5 m/s çarpma hızlarında vidalarda oluşan gerilme dağılımında en yüksek gerilme 1 numaralı vidada olduğu görülmüştür. Çarpma hızlarında meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla; 450,8 MPa, 508,04 MPa, 610,3 MPa.

5. SONUÇ

Bu tezde kırık kemik-implant sisteminde kemik üzerinde oluşan gerilmeler azaltılmaya çalışılmıştır. Mevcut kullanılan implantlar analiz edilerek çıkan sonuçlar doğrultusunda alternatif olabilecek yeni implantlar tasarlanmıştır. Dinamik analizler 3 m/s, 4 m/s ve 5 m/s hızlarda yapıldı. Tüm sistemlerin dinamik analiz sonuçları Çizelge 5.1 ve Çizelge 5.2’de, statik analiz sonuçları ise Çizelge 5.3’te gösterilmiştir.

Çizelge 5.1. Sistemlerin eksenel yöndeki kuvvete karşı dinamik analiz sonuçları

DİNAMİK ANALİZ	dikey kuvvet (-y yönü)					
	İMLANT (von-Mises Gerilme - Mpa)			KEMİK (Asal Gerilme - Mpa)		
	3 m/s	4 m/s	5 m/s	3 m/s	4 m/s	5 m/s
SİSTEM-1	881,14	845,79	814,35	71,44	117,01	147,69
SİSTEM-2	351,23	552,06	663,48	86,644	134,37	170,74
SİSTEM-3	857,03	884,47	1162	148,62	181,34	245,7
TASARIM SİSTEM-1	561,46	1038,8	1162,1	64,607	110,78	158,1
TASARIM SİSTEM-2	610,08	777,25	898,74	152,43	156,35	191,81
TASARIM SİSTEM-3	479,95	803,69	1059,7	115,33	143,84	196,91
TASARIM SİSTEM-4	529,75	803,16	1025	110,99	163,15	218,27
SAĞLAM KEMİK	-	-	-	105,38	142,7	175,53

Çizelge 5.1’deki sonuçlara göre çıkarımlar aşağıda sıralanmıştır;

- Sistem-1’deki hali hazırda kullanılan implantın üzerinde oluşan gerilmenin çarpma hızı arttıkça azaldığı görüldü. İmplantın düşük çarpma hızında kemiğe aktarılan yükü daha fazla absorbe edebilmektedir. İmplantın çarpma hızı 3 m/s’de kemik üzerinde oluşan gerilmeyi yüzde 32,21 oranında azaltmıştır. Her üç çarpma hızında da Sistem-1’i oluşturan elemanlar hasar görmediği anlaşılmıştır.
- Sistem-2’deki hali hazırda kullanılan implant, her üç çarpma hızında da kemiğin hasar görmesini engellemiştir. İmplantın çarpma hızı 3 m/s’de kemik üzerinde oluşan gerilmeyi yüzde 17,8 oranında azaltmıştır.
- Sistem-3’teki hali hazırda kullanılan implantın 3 m/s çarpma hızında hasar almadığı 4 m/s ve 5 m/s çarpma hızlarında ise oluşan gerilme akma gerilmesini (880 Mpa) geçtiği görüldü.

- Tasarım Sistem-1’de tasarlanan implantın 3 m/s çarpma hızında kemikte oluşan gerilmeyi yüzde 38,7 oranında azalttığı görüldü. İmplantın 4 m/s ve 5 m/s çarpma hızlarında oluşan gerilmeleri akma gerilmesini aştığı görüldü.
- Tasarım Sistem-2, Tasarım Sistem-3 ve Tasarım Sistem-4’teki tasarlanan tüm implantlar 3 m/s ve 4 m/s çarpma hızlarında hasar görmemektedir. 5 m/s çarpma hızında oluşan gerilmeler akma gerilmesini aşmaktadır.

Çizelge 5.2. Sistemlerin eksene dik yöndeki kuvvete karşı dinamik analiz sonuçları

DİNAMİK ANALİZ	yatay kuvvet (-x yönü)					
	İMLANT (von-Mises Gerilme - Mpa)			KEMİK (Asal Gerilme - Mpa)		
	3 m/s	4 m/s	5 m/s	3 m/s	4 m/s	5 m/s
SİSTEM-1	130,52	271,94	337,11	158,76	272,22	365,25
SİSTEM-2	87,34	205,18	295,4	93,079	141,71	203,57
SİSTEM-3	283,16	344,97	461,14	90,731	150,34	212,04
TASARIM SİSTEM-1	223,15	395,34	645,58	114,83	209	299,91
TASARIM SİSTEM-2	222,21	349,54	797,23	291,98	413,89	414,82
TASARIM SİSTEM-3	251,99	308,11	480,95	139,23	191,53	235,78
TASARIM SİSTEM-4	230,15	235,41	361,82	147,24	207,57	286,9
SAĞLAM KEMİK	-	-	-	160,11	224,41	302,44

Çizelge 5.2’deki sonuçlara göre çıkarımlar aşağıda sıralanmıştır;

- Sistem-1’deki hali hazırda kullanılan implant monte edildiği kırık kemiği 4 m/s ve 5 m/s çarpma hızlarında koruyamadığı ve bu iki çarpma hızında kemikte oluşan gerilmeler akma gerilmesini (266,1 Mpa) aştığı görüldü.
- Sistem-2 ve Sistem-3’teki hali hazırda kullanılan implantlar sistemi oluşturan elemanların hasar görmemesini sağlamaktadır. Kırık kemik üzerinde oluşan gerilmeyi 3 m/s çarpma hızında en fazla oranda azaltan (yüzde 43,3) Sistem-3’te kullanılan implant olmuştur.
- Tasarım Sistem-1, Tasarım Sistem-3 ve Tasarım Sistem-4’teki tasarlanan tüm implantların üzerinde oluşan gerilmeler incelenen çarpma hızlarında akma gerilmesini aşmamaktadır. Tasarım implantlar arasında kırık kemik üzerinde oluşan gerilmeyi 3 m/s çarpma hızında en fazla oranda azaltan (yüzde 28,3)

Tasarım Sistem-1’de kullanılan implant olmuştur. 4 m/s çarpma hızında en fazla oranda azaltan (yüzde 14,7) Tasarım Sistem-3’te kullanılan implant olmuştur.

- Tasarım Sistem-2’yi oluşturan elemanlardan kemik üzerinde oluşan gerilmeler her üç çarpma hızında yüksek çıkmıştır.

Çizelge 5.3. Sistemlerin statik analiz sonuçları

STATİK ANALİZ	dikey kuvvet (-y yönü)		yatay kuvvet (-x yönü)	
	İMLANT	KEMİK	İMLANT	KEMİK
	von-Mises Gerilme(Mpa)	Asal Gerilme(Mpa)	von-Mises Gerilme(Mpa)	Asal Gerilme(Mpa)
SİSTEM-1	167,73	42,76	496,61	141,88
SİSTEM-2	849,52	44,124	609,57	60,125
SİSTEM-3	654,03	97,076	586,7	139,87
TASARIM SİSTEM-1	234,82	58,699	586,36	156,56
TASARIM SİSTEM-2	110,75	44,872	376,69	206,19
TASARIM SİSTEM-3	727,02	140,34	806,92	85,577
TASARIM SİSTEM-4	440,85	124,89	478,47	148,24
SAĞLAM KEMİK	-	18,534	-	43,018

Çizelge 5.3’teki sonuçlara göre çıkarımlar aşağıda sıralanmıştır;

- Analiz sonuçlarına göre kırık kemik-implant sistemlerinde aksel ve eksene dik uygulanan kuvvetin kemik üzerinde oluşturduğu gerilmeler sağlam kemikte oluşan gerilme değerinin üzerinde değerler ortaya çıkarmıştır.
- Aksel ve eksene dik uygulanan statik kuvvetin oluşturduğu gerilmeler, implant-kemik sistemlerini oluşturan elemanların tümünün kendi akma gerilmelerinden daha az gerilme oluşturduğu görülmüştür.
- Tasarım Sistem-1 ve Tasarım Sistem-2’de kullanılan implantlar diğer iki tasarım implanta göre maruz kalınan yüke karşı kemik üzerinde daha az gerilme oluşturduğu görüldü.

KAYNAKLAR

- Açan, A. E. 2015. *Femur, çivi üzerinden mekanik aksta uzatılabilir mi?*. Uzmanlık Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İzmir.
- Angadi, D. S. 2017. *Biomechanical analysis of femoral fracture fixation using the expert adolescent lateral femoral nail system*. degree of Doctor of Medicine, University of Birmingham, School of Clinical and Experimental Medicine, College of Medical and Dental Sciences, England.
- Bayram, F. 2016. *Femur kemik kırıklarının bilgisayar destekli sınıflandırılması*. Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı, Sakarya.
- Bettamer, A. 2013. *Prediction of proximal femur fracture: finite element modeling based on mechanical damage and experimental validation*. the Degree of Doctor, University of Orleans, Doctorale School for Sciences and Technology, France.
- Burr, D. B., Turner, C. H., Naick, P., Forwood, M. R., Ambrosius, W., Hasan, M. S., Ridaparti, R. 1998. *Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone?*. Journal of Biomechanics, 31(4): 337-45. doi: 10.1016/s0021-9290(98)00016-5
- Chang, W. 1994. *Computer aided stress analysis of the femur with prosthetic hip stem utilizing computed tomography*. the Degree of Doctor of Philosophy, New Jersey Institute of Technology, Department of Mechanical and Industrial Engineering, USA.
- Cordey, J., Borgeaud, M., Perren, S. M. 2000. *Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone*. International Journal of The Care of The Injured, S-C2 1-28. doi: 10.1016/s0020-1383(00)80028-5
- Cristofoloni, L., Juszczak, M., Martelli, S., Taddei, F., Viceconti, M. 2007. *In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur*. National Center for Biotechnology Information, 40(13):2837-45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.015
- Çeper, D. 2014. *Kemik kırıklarında kullanılan sabitleyici ünitenin (eksternal fiksator) modellenmesi ve bir kırık femurda uygulama*. Yüksek Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Erzurum.
- Das, S., Sarangi, S. K. 2014. *Finite element analysis of femur fracture fixation plates*. International Journal of Basic and Applied Biology, 1(1), 1-5. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/publication/314284362_Finite_Element_Analysis_of_Femur_Fracture_Fixation_Plates
- Dhanopia, A., Bhargava, M. 2016. *3 Dimensional virtual modelling of human femur bone with prosthetic plate and screws*. International Journal of Advanced Engineering, Management and Science (IJAEMS), 2(9): 2454-1311. Erişim adresi:

<https://1library.net/document/yrwxnkoz-dimensional-virtual-modelling-human-femur-prosthetic-plate-screws.html>

Diab, T., Condon, K., Burr, D., Vashishth, D. 2006. *Age-related change in the damage morphology of human cortical bone and its role in bone fragility*. Bone, (38): 427-431. doi: 10.1016/j.bone.2005.09.002

Güngörürler, M. 2017. *Kalça protezlerinde femoral ofset mesafesinin femur ve kaslar üzerine etkileri*. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı, İzmir.

Hamandi, F., Goswami, T. 2017. *Macrodamage accumulation model for a human femur*. Applied Bionics and Biomechanics, 19. doi: 10.1155/2017/4539178

Hammer, A. 2010. *The structure of the femoral neck: A physical dissection with emphasis on the internal trabecular system*. National Center for Biotechnology Information, 192(3): 168-77. doi: 10.1016/j.aanat.2010.02.007

Jepsen, K. J., Davy, D. T. 1997. *Comparison of damage accumulation measures in human cortical bone*. Journal of Biomechanics, (30):891-894. doi: 10.1016/S0021-9290(97)00036-5

Katalog. *Dinamik multiaksiyel fiksator*. TST Tıbbi Aletler. Erişim adresi: <https://tstsan.com/urun/i/61/daf-dinamik-multiaksiyel-fiksator.html>

Katalog. *Femoral nailing system*. Stryker. Erişim adresi: http://orto.hi.is/skrar/t2-femoral_nailing_s685.pdf

Katalog. *Femur compression plate*. Medical EXPO. Erişim adresi: <https://www.medicalexpo.com/prod/newclip-technics/product-78050-521616.html>

Katalog. *Tipmed Medikal*. Tipmed. Erişim adresi: http://www.tipmed.com/catalogue/6-celik_plak/celik_plak.html?iframe=true&width=980&height=600

Kress, T. A., Snider, J. N., Porta, D. J., Fuller, P. M., Wasserman, J. F., Tucker, G. V. 1993. *Human femur response to impact loading*. International Research Council on the Biokinetics of Impacts (IRCOBI), 93-104. Erişim adresi: <https://trid.trb.org/view/389929>

Marangalou, J. H., Ito, K., van Rietbergen, B. 2012. *A new approach to determine the accuracy of morphology-elasticity relationships in continuum FE analyses of human proximal femur*. Journal of Biomechanics, 2884-2892. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.022

Marco, M., Giner, E., Larraínzar-Garijo, R., Caeiro, J. R., Miguélez, M. H. 2018. *Modelling of femur fracture using finite element procedures*. Engineering Fracture Mechanics, 196(2018) 157–167. doi: 10.1016/j.engfracmech.2018.04.024

- Marco, M., Rodríguez-Millán, M., Santiuste, C., Giner, E., Miguélez, M. H. 2015. *A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting*. J Mech Behav Biomed Mater, 44:179-201. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.12.006
- Mohd Sheikh, S. A., Ganorkar, A. P., Dehankar, R. N. 2016. *Finite element Analysis of femoral intramedullary nailing*. Journal for Research, 02(10), 18. Erişim adresi: <http://www.journal4research.org/articles/J4RV2I10003.pdf>
- Moulgada, A., Zagane, M. E., Benouis, A., Sahli, A., Cherfi, M., Benbarek, S. 2018. *Modelling of the femoral fracture under dynamic loading*. Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics, 12(1), 96-107. doi: 10.24874/jsscm.2018.12.01.07
- Mughal, U., Khawaja, H. A., Moatamedi, M. 2015. *Finite element analysis of human femur bone*. International Journal of Multiphysics, 9(2), 101-108. doi: 10.1260/1750-9548.9.2.101
- Pattin, C., Caler, W., Carter, D. 1996. *Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading on cortical bone*. Journal of Biomechanics, (29):69-79. doi: 10.1016/0021-9290(94)00156-1
- Renner, S. 2007. *Determination of muscle forces acting on the femur and stress analysis*. Master Thesis, Technische Universität München, Germany.
- Satapathy, P. K., Sahoo, B. 2017. *Finite element analysis of functionally graded bone plate at femur bone fracture site*. Materials Science and Engineering, 330, 012027. doi: 10.1088/1757-899X/330/1/012027
- Senthil Maharaj, P. S., Maheswaran, R., Vasanthanathan, A. 2013. *Numerical analysis of fractured femur bone with prosthetic bone plates*. Procedia Engineering, 64, 1242-1251. doi: 10.1016/j.proeng.2013.09.204
- Ural, A., Mischinski, S. 2013. *Multiscale modeling of bone fracture using cohesive finite elements*. Eng Fract Mech, 103:141-52. doi: 10.1016/j.engfracmech.2012.05.008
- Solak, H., A. 2017. *Taşıt bölge tasarım parametrelerinin yaya bacak koruma performansına etkileri*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Otomotiv Programı, İstanbul.
- Tüfekçi, K. 2008. *Gerinim hızının kortikal kemiğin mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Isparta.
- Yetiş, A. 2019. *Femur kırıklarının intramedüller çivilemesinde eksternal fiksator ile hibrit sabitlemenin biyomekanik olarak incelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara.

Zioupos, P. 2001. *Accumulation of in-vivo fatigue microdamage and its relation to biomechanical properties in ageing human cortical bone*. *Journal of Microscopy*, (201):270-278. doi: 10.1046/j.1365-2818.2001.00783.x

Zioupos, P., Currey, J. D. 1994. *Extent of microcracking and morphology of microcracks in damaged bone*. *Journal of Material Science*, 29(4): 978-986. doi: 10.1007%2F00351420

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Okan Maden
Doğum Yeri ve Tarihi : İstanbul / 1991
Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Durumu
Lise : Ergün Öner Mehmet Öner Anadolu Lisesi
Lisans : İstanbul Üniversitesi
Yüksek Lisans : Bursa Uludağ Üniversitesi

Çalıştığı Kurum/Kurumlar : İstanbul Büyükşehir Belediyesi

İletişim (e-posta) : okanmaden911@gmail.com

Yayımları :