



**GEOMETRİK PARAMETRELER VE MALZEME
SEÇİMİNİN TOTAL DİZ İMPLANTININ STRESİ
VE DEFORMASYONU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ**

**2023
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

Yusuf Ali AKAR

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Daver ALİ**

**GEOMETRİK PARAMETRELER VE MALZEME SEÇİMİNİN TOTAL DİZ
İMLANTININ STRESİ VE DEFORMASYONU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ**

Yusuf Ali AKAR

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Daver ALİ**

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**KARABÜK
Mayıs 2023**

Yusuf Ali AKAR tarafından hazırlanan “GEOMETRİK PARAMETRELER VE MALZEME SEÇİMİNİN TOTAL DİZ İMPLANTININ STRESİ VE DEFORMASYONU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMENLAR ANALİZİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Daver ALİ

.....

Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 30/05/2023

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Daver ALİ (KBÜ)

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Abdulrazzak Ahmed Saleh AKROOT (KBÜ)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ (ATILIM ÜNİ)

.....

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Müslüm KUZU

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü



“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Yusuf Ali AKAR

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

GEOMETRİK PARAMETRELER VE MALZEME SEÇİMİNİN TOTAL DİZ İMLANTININ STRESİ VE DEFORMASYONU ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMENLAR ANALİZİ

Yusuf Ali AKAR

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Doç. Dr. Daver ALİ

Mayıs 2023, 100 sayfa

Aşırı diz ağrısı problemi yaşayan hastalar; artık yürüme, eğilme, merdiven çıkma gibi günlük aktivitelerinde aşırı güçlük yaşıyor ise, hastanın hayat konforunu arttırabilmek için toplam diz implantı cerrahi yöntemi uygulanır. Bahse konu implantın başarısı birçok değişkene bağlıdır. Tabi ki hastaya uygulanacak olan bu değişim hastanın kemik yapısına uygun seçilmeli, implantın vücut içerisinde maruz kalacağı biyomekanik yüklere karşı dayanım ve gerilimi dikkate alınmalıdır. Ayrıca insan vücudu içerisinde kalacak olan bu ve benzeri implantlarda göz önünde bulundurulması gereken bir başka değişken olarak implantın malzemesidir. İmplant malzemesi seçilirken biyouyumlu olmasına özen gösterilmelidir. İmplantın dayanıklılığı modellenmesi ve malzemesinin iyi seçimine bağlıdır. Bu çalışmada

modellenen total diz implantın femur (uyluk kemiği) ve tibia kemiğine (kaval kemiği) monte edilecek parçalar Ti-6Al-4V ve paslanmaz çelik olmak üzere iki farklı malzemeden, spacer ise analizlerde UHMWPE malzemesinin üç farklı Young modülü (0.3 GPa, 0.6 GPa ve 0.9 GPa) ile denenmiştir. Geometrik parametre olarak femur ve tibia kemiğine monte edilecek parçaların eğrileri üç farklı yarıçapla tasarlanmıştır. Böylelikle çalışmada toplamda 18 implant modeli elde edilmiştir. Daha sonra modellenmiş implantların aynı kuvvet için farklı açılarda gerilme ve deformasyonları sonlu elemanlar kullanarak analiz edilmiştir. Çalışma sonuçları maksimum gerilme ve maksimum deformasyonun fleksiyon hareketinde ortaya çıktığını göstermektedir. Başarılı implant olup olmadıklarını anlamak için malzemelerin akma mukavemetlerinin değerlendirilmesiyle anlaşılmıştır. Sonuçlar göre, femur eklemi ve tibia eklemi için Ti-6Al-4V'den oluşan implantlar maruz kaldığı tüm yüklere akma mukavemetinin aşağısında gerilme göstermiştir. İç menisküs ve dış menisküs görevlerini görmesi beklenen spacer (ara dolgu) parçası UHMWPE 0.9 GPa elastisite modülüne sahip malzemesinde daha başarılı olmuştur. Diğer iki malzemeden oluşan spacer implantı akma mukavemeti değerlendirilmesinde başarılı olmuş fakat daha fazla gerilim göstermiştir. İmplant geometrisi değerlendirilmesi yapıldığında Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan femur ve tibia implantının R-250 modelinin oluşan gerilmelerin akma mukavemeti aşağısında diğer modellere nazaran daha düşük olduğu görülmüş ve başarılı model olarak kabul edilmiştir. Modellenen R-250, R-225, R-200 implantların akma mukavemeti altında gerilmeler gösterdiğini en başarılı sonucun R-250 modelinde olduğu anlaşılmış ve cerrahi operasyonlarda kullanıma uygun olduğu görülmüştür. Dolayısıyla, bu çalışmanın sonuçları toplam diz implantlarının tasarımına ve malzeme seçimine yönelik inceleme ve katkıda bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler : Toplam Diz İmplantı, Femur, Ara Dolgu, Tibia, Diz Eklemleri, Diz Protezi, Sonlu Elemanlar Yöntemi

Bilim Kodu : 92504

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

FINITE ELEMENTS ANALYSIS OF THE EFFECT OF GEOMETRIC PARAMETERS AND MATERIAL SELECTION ON STRESS AND DEFORMATION OF TOTAL KNEE IMPLANT

Yusuf Ali AKAR

Karabük University

Institute of Graduate Programs

Department of Biomedical Engineering

Thesis Advisor:

Assist. Prof. Dr. Daver ALİ

May 2023, 100 pages

Patients with severe knee pain problem; If the patient is now experiencing excessive difficulty in Daily activities such as walking, bending, climbing stairs, total knee implant surgery is applied to increase the patient's life comfort. The success of the implant in question depends on many variables. Of course, this change to be applied to the patient should be selected in accordance with the patient's bone structure, the resistance and tension of the implant against the biomechanical loads that it will be exposed to in the body should be taken into account. In addition, another variable to be considered in this and similar implants that will remain in the human body is the material of the implant. When choosing the implant material, care should be taken to ensure that it is biocompatible. The durability of the implant depends on the good choice of modeling and material. The parts of the total knee implant modeled in this

study to be mounted on the femur (thigh bone) and tibia bone were selected from two different materials, Ti-6Al-4V and stainless steel, and the spacer. Three different Young's modulus (0.3 GPa, 0.6 GPa and 0.9 GPa) of UHMWPE material were tested in the analyses. As geometric parameters, the curves of the parts to be mounted on the femur and tibia were designed with three different radii. Thus, a total of 18 implant models were obtained in the study. Then, the stress and deformations of the modeled implants at different angles for the same force were analyzed using finite elements. The results of the study show that the maximum stress and maximum deformation occur in the flexion movement. It was understood by evaluating the yield strengths of the materials to understand whether they were successful implants. According to the results, the implants consisting of Ti-6Al-4V for the femur joint and tibia joint showed stress below the yield strength to all the loads it was exposed to. The spacer part, which is expected to serve as the inner meniscus and the outer meniscus, was more successful in the UHMWPE material with an elasticity modulus of 0.9 GPa. The a spacer implant consisting of the other two materials was successful in the evaluation of yield strength, but showed more tension. When the implant geometry was evaluated, the stresses of the R-250 model of the femur and tibia implant made of Ti-6Al-4V material were found to be lower than the other models, below the yield strength, and it was accepted as a successful model. It was understood that the modeled R-250, R-225, R-200 implants showed stresses under the yield strength, and the most successful result was the R-250 model and it was found that it was suitable for use in surgical operations. Therefore, the results of this study contributed to the review and contribution to the design and material selection of total knee implants.

Key Words : Total Knee Implant, Femur, Spacer, Tibia, Knee Joints, Knee Prosthesis, Finite Element Method

Science Code : 92504

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmamın belirlenmesi, planlanması ve tamamlanması aşamalarında, ilgisini ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım danışman hocam Sayın Doç. Dr. Daver ALİ'ye en içten teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans tez çalışmamı pratikte ve daha somut şekilde anlamamı sağlayan tecrübelerini ve bilgilerini esirgemeyen ortopedi cerrahı Doç. Dr. Tansel MUTLU'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bana her daim sonsuz güvenen, benden yardımlarını esirgemeyen, tüm hayatım boyunca yanımda olan ve beni cesaretlendiren sevgili aileme, annem Firdevs AKAR'a, babam İbrahim AKAR'a, kardeşlerime, nişanlım Zeynep TURAN'a ve beni büyüten Seyyide Hanım anneannem Gülsüm TURAN'a dualarını eksik etmeyen büyüklerime ve dostlarıma tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLOLAR DİZİNİ	xvii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xviii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	4
2.1 DİZ ANATOMİSİ.....	4
2.1.1 Diz Eklemi Oluşturan Kemikler.....	5
2.1.2 Kıkırdaklar.....	11
2.1.3 Bağlar (Ligamentler)	12
2.1.4. Tendonlar.....	14
2.2. DİZ BİYOMEKANİĞİ VE KİNEMATİĞİ	15
2.3. DİZ HASTALIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ	20
2.4. TOPLAM DİZ İMPLANTİ CERRAHİSİ.....	22
2.5. TOPLAM DİZ İMPLANTINDA KULLANILAN İMPLANTIN ÖZELLİKLERİ	24
2.6. LİTERATÜRDEKİ İMPLANT TASARIM YAKLAŞIMLARI	27
BÖLÜM 3	29
MATERYAL VE YÖNTEM	29
3.1. DİZ EKLEMİ İMPLANTİ TASARIMI.....	29

	<u>Sayfa</u>
3.2. TOPLAM DİZ İMPLANTI MODELLERİ.....	31
3.3. SONLU ELEMENLAR ANALİZİ	34
3.3.2. Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü	36
3.3.3. Sınır Şartları	38
3.3.4. Deformasyon (Şekil Değiştirme).....	38
3.3.5. Von Mises Gerilmesi.....	40
 BÖLÜM 4	 42
SONUÇLAR VE TARTIŞMA	42
4.1. TASARLANMIŞ TOPLAM DİZ İMPLANTLARININ ANALİZİ	42
4.2. TOPLAM DEFORMASYON	42
4.2.1. R-200 Modellerde Deformasyon.....	44
4.2.2. R-225 Modellerde Deformasyon.....	48
4.2.3 R-250 Modellerde Deformasyon.....	52
4.3. VON MİSES GERİLMESİ	56
4.3.1 R-200 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi	57
4.3.2 R-200 Modellerde Femur Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	59
4.3.3 R-200 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi.....	61
4.3.4 R-200 Modellerde Tibia Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	63
4.3.5 R-225 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi	65
4.3.6 R-225 Modellerde Femur Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	67
4.3.7 R-225 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi.....	69
4.3.8 R-225 Modellerde Tibia Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	71
4.3.9 R-250 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi	73
4.3.10 R-250 Modellerde Femur Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	75
4.3.11 R-250 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi.....	77
4.3.12 R-250 Modellerde Tibia Kemliği İmplantının von Mises Gerilmesi	79
4.4. TARTIŞMA.....	81
4.4.1. Deformasyon	82
4.4.2. von Mises Gerilmesi.....	86
 BÖLÜM 5	 93

	<u>Sayfa</u>
SONUÇLAR	93
KAYNAKLAR	95
ÖZGEÇMİŞ	100



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1 1. Kıkırdak aşınması (artritli) bir dizi gösteriyor [4].	1
Şekil 2. 1. Normal diz anatomisinin farklı görünüşleri [17].	5
Şekil 2. 2. Diz bölgesindeki kemikler (femur, tibia, patella, fibula) [20].	6
Şekil 2. 3. Femurun önden ve arkadan görünümü [21].	6
Şekil 2. 4. Tibianın (kaval kemiğinin) üstten görünüşü [23].	7
Şekil 2. 5. Diz kapağı kemiğinin önden ve arkadan görünüşü [23].	8
Şekil 2. 6. Fibulanın (baldır kemiğinin) önden görünümü [25].	8
Şekil 2. 7. Diz eklem yapısı [20].	9
Şekil 2. 8. Patellofemoral eklem [3].	10
Şekil 2. 9. Fleksiyon (bükme), ekstansiyon (uzatma) hareketleri [28].	11
Şekil 2. 10. Kıkırdak eklem yüzeyi [29].	12
Şekil 2. 11. Önden (A) ve arkadan (B) diz eklemine görüntüsü, ligamentler [33]. ..	13
Şekil 2. 12. Diz ekleminde bağların (ligamentlerin) gösterimi [20].	14
Şekil 2. 13. Diz eklemindeki kaslar [20].	14
Şekil 2. 14. Diz hareketleri [35].	16
Şekil 2. 15. Hareket eksenleri [35].	16
Şekil 2. 16. Valgus oluşumunu gösteren kemiklerin yaptıkları açılar [36].	17
Şekil 2. 17. A: İnsan vücudundaki frontal (koronal veya uzunlamasına), sagittal ve transverse (yatay) düzlemler [24]. B: Diz hareketinin 6 serbestlik derecesinin tasviri ve terminolojisi: anterior posterio translasyon, medial- lateral translasyon, proksimal-distal translasyon, fleksiyon-ekstansiyon rotasyonu, iç-dış rotasyon ve varus-valgus rotasyonu [1].	18
Şekil 2. 18. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi (diz protezinde görülen) [39].	19
Şekil 2. 19. (Solda) Kısmi diz protezi, hasar dizin sadece bir kısmında olduğunda tercih edilen yöntemdir. (Sağda) Toplam diz protezi. [16].	22
Şekil 2. 20. Normal diz röntgen görüntüsü ve Artritli diz görüntüsü [2].	23
Şekil 2. 21. (Solda) Kireçlenmiş artritli diz ve (sağda) toplam diz implantı yerleştirilmiş diz görülmektedir. Toplam diz implantı (femur, spacer, tibia) [2].	24
Şekil 3. 1. Toplam diz implantı modeli a) femur kemiği implantı, b) spacer parçası, c) tibia kemiği implantı alttan görünümü, d) tibia kemiği implantı üstten görünümü	29

Şekil 3. 2. Femur eklemi için implant tasarımı a) üstten b) yandan görünümü	30
Şekil 3. 3. Tibia eklemi için tasarlanan implant a) izometrik b) yandan görünümü ..	30
Şekil 3. 4. R-250 modeli spacer (ara dolgu) parçasının çizimi a) medial, b)lateral... 31	
Şekil 3. 5. R-225 modeli spacer parçası a) medial, b)lateral.....	32
Şekil 3. 6. R-200 modeli için spacer çizimi a) medial, b) lateral.	33
Şekil 3. 7. Toplam diz implantı parçaları montajlanmış son hali.....	33
Şekil 3. 8. Sonlu elemanlar modeli örneği düğüm noktası ve elemanlar [59].	36
Şekil 3. 9. Toplam diz implantlarının ağ örgüleri R-250, R-225 ve R-200.	37
Şekil 3. 10. R-250 modeli için a) basınç, b) sabitlenmiş destek, c) hareket yapılacak eksen (rotasyon, fleksiyon-ekstansiyon).	38
Şekil 3. 11. Tibik bir gerilim-gerinim eğrisi [62].	39
Şekil 3. 12. Von Mises kriteri için güvenli alan [64].	41
Şekil 4. 1. Toplam diz implantı modelinin diz açısal hareketinde meydana gelen toplam deformasyonu a) 0°, b) 15°, c) 25°, d) 35°, e) 45°, f) 60° rotasyon hareketleri için hesaplanan toplam deformasyon (mm).	43
Şekil 4. 2. R-200 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).	45
Şekil 4. 3. Altı farklı kombinasyonlu Femur ve tibia kemikleri implantı için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	46
Şekil 4. 4. R-200 modeli için hesaplanmış tibia kemiği deformasyonu a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).	47
Şekil 4. 5. Altı farklı kombinasyonlu Femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 tibia implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	48
Şekil 4. 6. R-225 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu	49
Şekil 4. 7. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	50
Şekil 4. 8. R-225 modeli için hesaplanmış tibia kemiği implantının deformasyonu a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).	51

Şekil 4. 9. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 tibia kemiği implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	52
Şekil 4. 10. R-250 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).	53
Şekil 4. 11. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	54
Şekil 4. 12. R-250 modeli için hesaplanmış tibia kemiği implantının deformasyonu a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).	55
Şekil 4. 13. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 tibia kemiği implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.	56
Şekil 4. 14. R-200 modeli toplam diz implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	58
Şekil 4. 15. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	59
Şekil 4. 16. R-200 modeli femur kemiği implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	60
Şekil 4. 17. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	61
Şekil 4. 18. R-200 modeli spacer parçasının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	62
Şekil 4. 19. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	63

Şekil 4. 20. R-200 modeli tibia kemiği implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	64
Şekil 4. 21. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	65
Şekil 4. 22. R-225 modeli toplam diz implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	66
Şekil 4. 23. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	67
Şekil 4. 24. R-225 modeli femur kemiği implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	68
Şekil 4. 25. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	69
Şekil 4. 26. R-225 modeli spacer parçasının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	70
Şekil 4. 27. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	71
Şekil 4. 28. R-225 modeli tibia kemiği implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	72
Şekil 4. 29. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	73
Şekil 4. 30. R-250 modeli toplam diz implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	74
Şekil 4. 31. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	75

Şekil 4. 32. R-250 modeli femur kemiği implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	76
Şekil 4. 33. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-250 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	77
Şekil 4. 34. R-250 modeli spacer parçasının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	78
Şekil 4. 35. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-250 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	79
Şekil 4. 36. R-250 modeli tibia kemiği implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).	80
Şekil 4. 37. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-250 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.	81
Şekil 4. 38. a) Ti-6Al-4V spacer parçası deplasmanı, b) Ti-6Al-4V tibia kemiği implantı deplasmanı, c) 316L spacer parçası deplasmanı, d) 316L tibia kemiği implantı deplasmanı için tüm modellerin toplam deformasyonu.	84
Şekil 4. 39. Femur ve Tibia kemiği implantları malzemesi Ti-6Al-4V, spacer parçası malzemesi sırasıyla 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa UHMWPE modelleri için a) Toplam diz implantında, b) Femur kemiği implantında, c) Spacer parçasında, d) Tibia kemiği implantlarında meydana gelen von Mises gerilmeleri.	88
Şekil 4. 40. Femur ve Tibia kemiği implantları malzemesi 316L, spacer parçası malzemesi sırasıyla 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa UHMWPE modelleri için a) Toplam diz implantında, b) Femur kemiği implantında, c) Spacer parçasında, d) Tibia kemiği implantlarında meydana gelen von Mises gerilmeleri.	90

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2. 1. Günlük aktivitelerde diz üzerine düşen kuvvet hesaplama tablosu [39].	19
Tablo 3. 1. SEA modelleri için malzeme özellikleri.....	35
Tablo 3. 2. Sonlu Elemanlar Analizi tasarımlarının ağ örgülerinin düğüm sayıları ve elemanları.....	37



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACL	: Anterior Cruiate Ligament (Ön Çapraz Bağ)
PCL	: Posterior Cruiate Ligament (Arka Çapraz Bağ)
RMS	: Root Mean Square (Kök Ortalama Kare)
GPa	: Giga Paskal
MPa	: Mega Paskal
3D	: Three Dimensional (Üç Boyutlu)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
TDD	: Toplam Diz Değiştirme
TDA	: Toplam Diz Artroplastisi
TDP	: Toplam Diz Protezi
TDİ	: Toplam Diz İmplantı
KOOS	: Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (Diz Yaralanma ve Osteoartrit Sonuç Skoru)
BW	: Body Weight (Vücut Ağırlığı)
Kg	: kilogram
N	: Newton
Ti	: Titanyum
St	: Strainless Steel (Paslanmaz Çelik)
N-m	: Newton Metre
TFA	: Tibiofemoral Mekanik Eksen Açısı
MEPS	: Medical Expenditures Panel Survey (Tıbbi Harcamalar Panel Anketi)
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
mm	: Milimetre
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
Ti-6Al-4V	: Titanyum Alaşımı
UHMWPE	: Ultra High Molecular Weight Polyethylene (Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen)

BÖLÜM 1

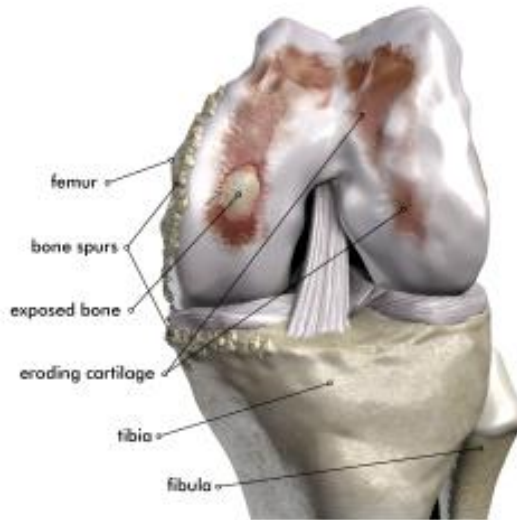
GİRİŞ

İnsanda hareket sistemi denilince akla gelen ve insan vücudunun en karmaşık ve en uzun eklemi diz eklemidir [1]. Diz insanın hareket etmesini, sabit kalabilmesini, yürümeyi, spor yapabilmeyi, günlük aktivitelerin yerine getirilmesi ihtiyacını karşılayan, eklemlerden, bağlardan ve yumuşak dokudan oluşan bir yapıdır. Diz kabaca; femur (uyluk kemiği), tibia (kaval kemiği) ve bunların arasında kalan lateral menisküs ve medial menisküsten oluşmaktadır [2]. Diz işlevi itibariyle hareketli ve insanı ayakta tutan en karmaşık eklemdir. Dizin yapısını oluşturan bu femur (uyluk kemiği) ve tibia (kaval kemiği) kemik yüzeyleri ligament bağlarıyla bağlı ve kemik yüzeylerini kıkırdak ile kaplanmaktadır [3]. Zamanla yaşlılığa, spor ve travmatik yaralanmalar bağlı oluşabilen kemik yüzeylerindeki kıkırdak aşınmaları ağrıya sebep olabilmektedir. Hastanın hayat konforunu etkileyen ve zamanla verilen ve kullanılan çeşitli tedaviler sonucunda da iyileşme sağlanamaması cerrahi müdahaleyi gerektirebilir. Diz için cerrahi müdahale de bulunmak son çare olmalıysa da bazen kaçınılmaz bir yöntemde olabilmektedir. Son çare olarak yapılan cerrahi operasyon toplam diz protezi, değişimi, implantıdır [4].

Toplam diz implantı yapılan hastalar göz önüne bulundurulduklarında genelini yaşlı hastalar 60 yaş ve üzeri hastalar oluşturmaktadır [5]. Daha genç yaştaki hastaların olabildiğince bu yaş aralığına ulaşınca kadar cerrahi operasyonla toplam diz implantı yerleştirilmemesi yapılmamaya çalışılmaktadır. Bunun en önemli nedenlerinden biri de implant ömrünün 15-25 yıl olmasından kaynaklanmaktadır [6-8]. Kilolu hastaların 10 kilo ve üzeri kadar vermelerinin rahatlatıcı etkisi olabildiği için diyet programları tavsiye edilmektedir. Aynı zamanda hastanın dizine enjeksiyon tedavisi, ilaç tedavisi ve ağır işlerden kaçınmaları tavsiyeleri edilir. Şikayetleri geçmez ve yaşı da uygun olursa toplam diz protezi uygulanır [7]. Günlük hayatımızda birçok kısıtlayıcı durumlarından dolayı diz problemi olan hastaların bu ameliyatı

gerçekleştirmelerinden kaynaklı olarak iş yükü fazladır. Aynı zamanda maliyet olarak da ciddi ekonomik yüke neden olmaktadır. Yani diz problemi, küresel ölçekte bir insanların sorunudur. Toplam diz implantı uygulaması, Amerika Birleşik Devletleri (ABD)'nde çok fazla kullanılan ortopedik uygulamadır [9]. 2010 yılında yapılan araştırmaya göre 600.000'den fazla uygulanmış ve ileriki yıllarda da artarak devam edildiği görülmektedir. 2050 yılında bu sayının yüzde 140'ın üzerinde bir artışı bekleniyor [9-11].

Diz ağrılarına yol açan başlıca nedenler olarak; şekil 1.1'de görüldüğü gibi diz eklem kıkırdağında aşınma (osteoartrit), iltihaplı romatizma (romatoid artrit) gibi inflamatuvar artrite neden olacak sorunlar, menisküs yırtıkları, genel olarak sporcularda görülen diz kapağı arkasındaki (potellofemoral) kıkırdak aşınması, burkulma, kırılma, incinme, tendon ve bağ kopması, damar sorunları sıralanabilir [4].



Şekil 1 1. Kıkırdak aşınması (artritli) bir dizi gösteriyor [4].

Cerrahi müdahale öncesinde tedaviler uygulanmakta ve hastanın ameliyata olan ihtiyacı olabildiğince ertelenmeye çalışılmaktadır. Cerrahi müdahale olmayan tedaviler doktor önerisine bağlı egzersizler, ilaç tedavisi, çeşitli takviyeler ve güvenilir alternatif tıp ilaçları, ağrıyı hafifletmeye yardımcı topikal tedaviler, destek manşonları, diz enjeksiyonları şeklinde tedavi eden veya diz ağrısını hafifleten ameliyat süresinin geciktiren tedavi yöntemleri kullanılır. Ameliyat olduğunca

geciktirilmeye çalışılır. İleri seviye diz sorunu var ise cerrahi tekniklere başvurulur. Toplam diz değıştirme uygulaması yaygın olarak kullanılan cerrahi işlemdir [4]. Ameliyat ihtiyacını azaltma çabalarının temelinde ameliyatın en son çare olması gerektiğı düşüncesidir. Çünkü hiçbir implant, protez uygulaması sağlıklı bir insan vücudundaki yapının yerini vermeyeceğı ve implant ömürlerinin sonsuza kadar olmamasının bilinmesinden dolayıdır. Cerrahi yöntem en son istenen ve tercih edilen bir yol ise de şiddetli ağrı ve dizdeki aşırı sertleşmenin giderilmesi sonucu zamanla ağrıları azalan hastaların memnun oldukları yapılan çalışmalarda gözlemlenmiştir [12]. Diz Yaralanma ve Osteoartrit Sonuç Skoru (KOOS) ile değerlendirilmesi yapılan primer ve revizyon toplam diz implantı (TDİ) için 5 yıllık sağlam kalım oranı yüzde 80'in üzerindedir [12].

Total diz implant gelişimi medikal alanında diğer ürünler gibi uzun bir geçmişe sahiptir. 1860 yılında Ferguson'un çalışmasıyla başlayan serüven “düşük eklem stabilitesi” sonucundan dolayı gelişime ve değışime olan ihtiyacı 1973'te Freeman ve arkadaşları tarafından günümüzde kullanılan protezlere yakın sonuçları içeren çalışmalar ile devam etmiştir [13]. İlk kez diz protezi (diz artroplastisi) ameliyatı 1968'de uygulanmıştır ve bu ameliyattan sonra gelişmeler daha hızlı şekilde ilerlemiştir [2].

Doku mühendisliğı ve malzeme mühendisliğinin hızlı ve olumlu gelişimleriyle medikal alanda implant ve protezlerin daha dayanıklı olan biyouyumlu metallerin, ihtiyaca uygun uyarlanabilir mekanik özelliklere sahip malzemelerin kullanımına olanak sağlamış aynı zamanda maliyet azaltıcı birçok çalışmalar ve incelemeler yapılmıştır [14,15]. Femur (uyluk kemiğı), tibia (kaval kemiğı) için titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V ve Paslanmaz Çelik olarak bilinen X2CrNiMo1812(316L) kullanılmaktadır. Bu malzemelerin seçiminin temel nedeni hem biyouyumlu hem de mekanik özellik olarak biyomekanik yüklere dayanıklılık göstermeleridir. . Spacer (ayırıcı) için menisküs yapılarının üstüne yerleştirilen parça genel olarak UHMWPE polietilen malzemesinden yapılır. Bu malzeme seçimleri yapılırken biyomekanik, dizin kinematiğı ve bunlardan kaynaklanacak gerilmeler dikkatte alınır ve testler ile uygunluğu anlaşılmalıdır. Deneysel ve laboratuvar çalışmaları implant analizlerinde yaygın şekilde kullanılsa da pahalı ve zaman gerektirir. Bu nedenle sonlu elemanlar

analiz yöntemi diğer mühendislik problemleri gibi implant tasarımlarında güçlü bir alternatif olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada total diz implantı üç boyutlu (3D) olarak tasarlanıp ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerekli sınır şartları uygulanarak analiz edilmiştir. Gerçekleşen analizlerde implantın geometrik ve malzeme faktörünün meydana gelen deformasyon ve gerilmelere etkisi detaylı şekilde incelenip tartışılmıştır.



BÖLÜM 2

2.1 DİZ ANATOMİSİ

Diz ağrısı, problemi olan hastalara uygulanacak olan tedavinin başarılı olabilmesi için diz ve dizi oluşturan unsurların anatomisinin iyice anlaşılması gerekmektedir. Sağlıklı bir insandaki dizin yapısını ve anatomisini anlaşılması aksayan, görevini yerine getiremeyen ya da görevini yerine getirirken hastaya aşırı ağrı hisleri vermesinin ortadan kaldırılması için yapılacak tedavinin diz unsurları tanındığında daha kaliteli ve başarılı olacaktır.

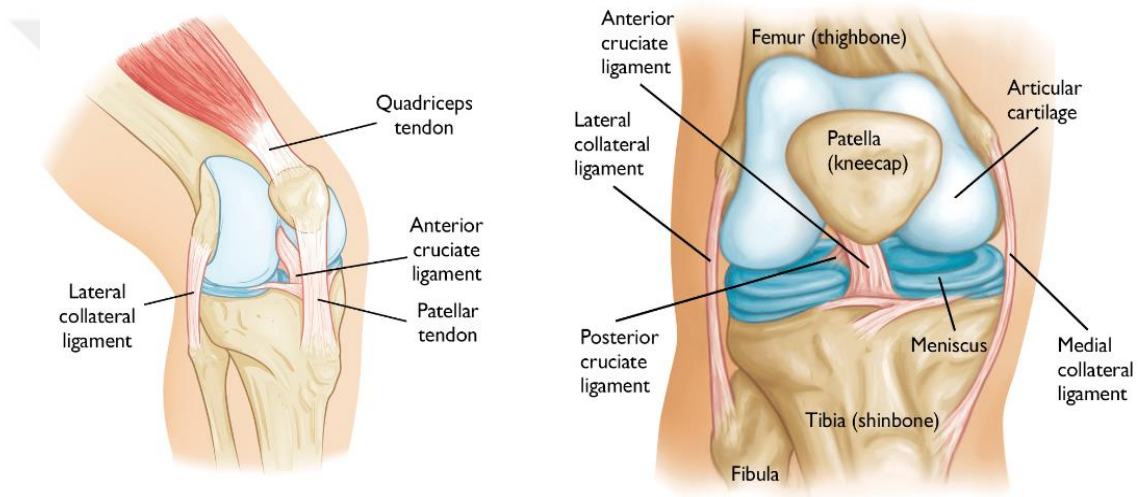
Diz, insan vücudunun en uzun, en karmaşık ve en güçlü eklemidir. Dizi oluşturan yapılar; kemikler, bağlar (ligamentler), kıkırdak ve tendonlardır [2,16,17]. Diz bazı hareketlere (bükülme, dönme, vb. gibi) izin vermesinin yanı sıra maruz kaldığı farklı yükler altında stabilizeyi de sağlaması gereken ve sağlayan bir menteşe eklem türüdür. Bu eklem kemikler olarak femurun (uyluk kemiğinin) alt ucu, tibia 'nın (kaval kemiğinin) üst tarafı ve patelladan (diz kapağından) oluşur [2,16,17].

Kıkırdaklar bu kemik uçlarının fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında (yani bükülmesi ve yeniden düzeltilmesi) sürtünmeden kaynaklı hasar oluşmasını önleyen, kemik yüzeylerini kaplayan, kaygan ve pürüzsüz bir yapıdır. Aynı zamanda femur ve tibia 'nın (kaval kemiği) arasında kalan menisküs denilen kısım, C şeklinde birbirine bakan iki kıkırdak yüzeye sahip tampon, yumuşatmalık görevi görür. Menisküs, kemikten diğer kemiğe yükü iletmeye ve diz stabilitesine yardımcı esnek ve sert yapıya sahiptir [2,16,17].

Bağlar (ligamentler), kemikleri birbirine bağlayan yapılardır. Diz eklemindeki kemikleri bir arada tutan aynı zamanda dizin sabitlenmesini sağlayan dört adet ana bağ vardır. Tendonlar, kemik ve kasları birbirine bağlayan yapılardır [2,16,17].

Yukarıda bahsedilen bu yapılar dışında kalan dizin tüm yüzeyleri, sürtünmeyi önleyen, kıkırdağı yağlayan sinovial adı verilen zar ile kaplıdır. Sıvı salgılanmasını sağlar ve bu sıvı sayesinde sürtünmeler yok denecek seviyeye indirgenir ayrıca kayganlık sağlanmış olur. Bu sayede kıkırdak aşınmasının yani diz artritinin önüne geçilmiş olur [2,16,17].

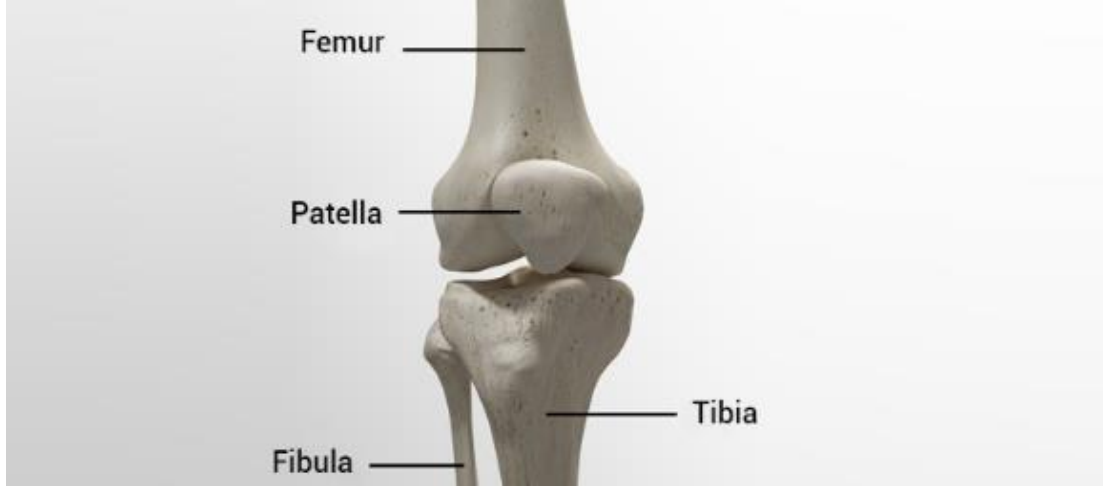
Sağlıklı, normal bir dizin tüm bu bileşenleri uyum içerisinde. Fakat yaralanma veya diz hastalığı bu ahengi bozar ve ona uygun tedavi yöntemi uygulanması ihtiyacını doğurur. Şekil 2.1. normal bir diz anatomisini göstermektedir.



Şekil 2. 1. Normal diz anatomisinin farklı görünüşleri [17].

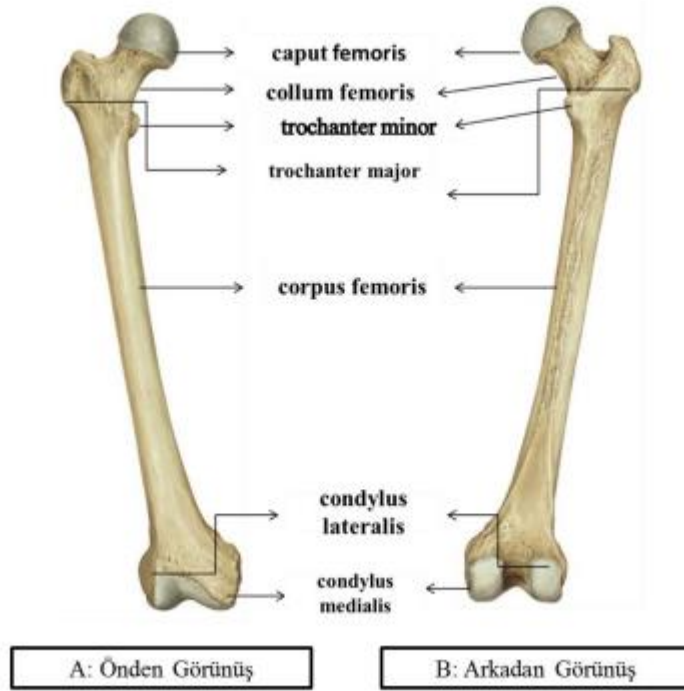
2.1.1 Diz Eklemi Oluşturan Kemikler

Diz eklemi femur (uyluk kemiği), tibia (kaval kemiği), ve patella kemiklerden oluşmaktadır. Bunlar dışında diz bölgesindeki kemikler içerisinde fibula (baldır kemiği) da vardır. Fakat diz eklem yapısına doğrudan katılmaz, ancak bağlar gibi bazı yapıların tutunmasından dolayı önemli bir rolü vardır [18]. Bu kemikler bir kombinasyon içerisinde çalışarak diz eklemi statik sabitliğine katkı sağlamaktadır [19].



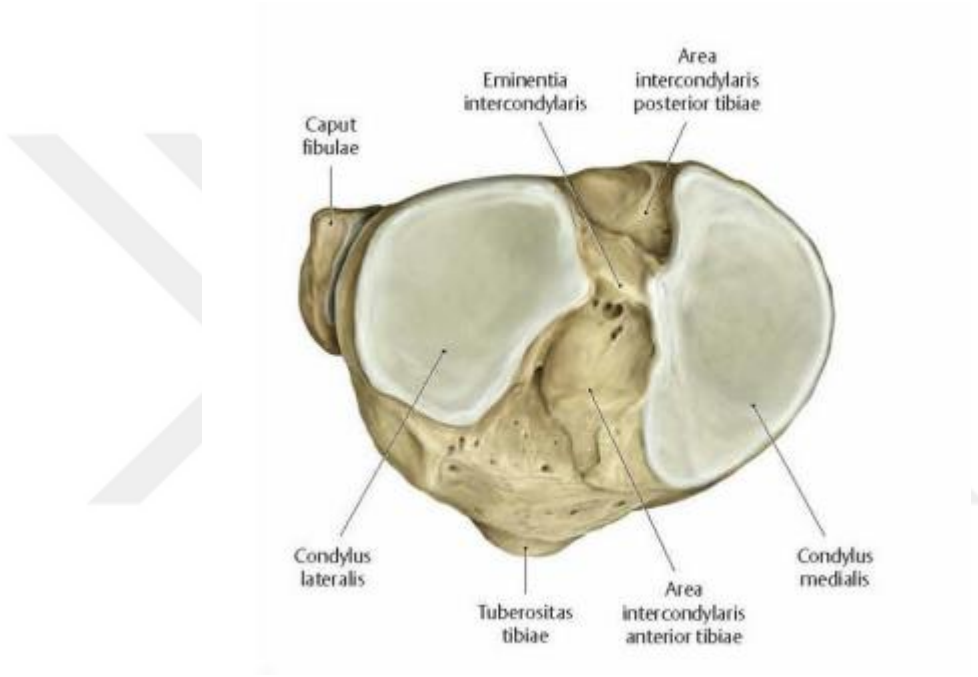
Şekil 2. 2. Diz bölgesindeki kemikler (femur, tibia, patella, fibula) [20].

Femur (uyluk kemiği); insan vücudunun en uzun kemiğidir. Bir ucu kalça da bir ucu diz ekleminde yer alır. Femurun (uyluk kemiğinin) diz bölgesindeki ucunda dış ve iç kondil denilen iki ayrı kısmı vardır. Femurun iç tarafında bulunan iç kondiller, medial femoral kondil olarak ve dış kondili ise lateral femoral kondil olarak adlandırılır [1,20] (Şekil 2.3).



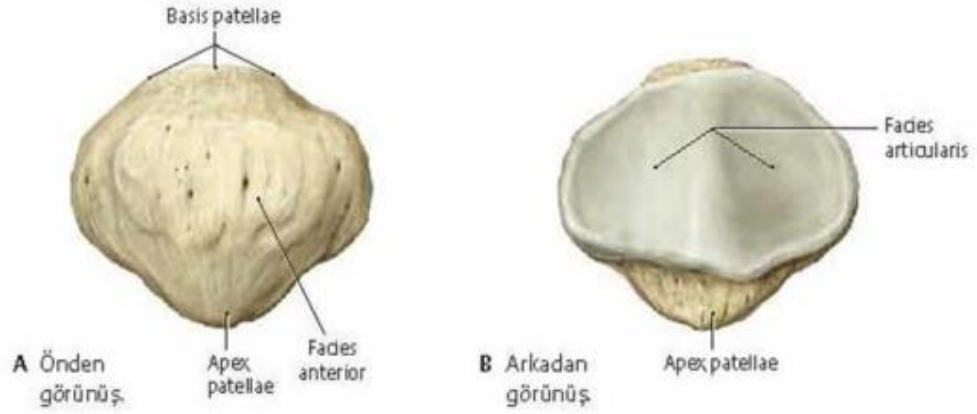
Şekil 2. 3. Femurun önden ve arkadan görünümü [21].

Tibia (kaval kemiği), insan vücudunun femurdan sonraki en uzun olan kemiğidir. Üst ucu diz eklemine bağlanır. Bu ucuna extremitas proximalis ismi verilir. İki kondili vardır. Bunlar condylus lateralis ve condylus medialis ismi ile adlandırılır. Femur dış ve iç kondillerinin karşısına denk gelmektedirler. Fibula ve talus ile eklem oluşturur. Ayak bileğine diz eklemine bağlanmasını sağlayan kemiktir (Şekil 2.4) [22-24].



Şekil 2. 4. Tibianın (kaval kemiğinin) üstten görünüşü [23].

Patella (diz kapağı kemiği), sesomoid, yassı yapılı kemiktir. Tabanı ve tepesine sırasıyla basis patellae ve apex patellae denir. Anterior ve articularis denilen iki yüzü vardır. Arka yüzü kıkırdak ile kaplıdır ve insan vücudunun en kalın kıkırdağıdır. Dizin ön yüzeyini korur. Diz hareketini (diz kırılması ve uzatılması) sağlar ve bunu ön uyluk kaslarının geriliminin iletilmesini gerçekleştirerek yapar (Şekil 2.5) [20].



Şekil 2. 5. Diz kapağı kemiğinin önden ve arkadan görünüşü [23].

Fibula (baldır kemiği), doğrudan diz eklem yapısına katılmadığı halde yan bağ gibi yapıların üzerine tutunması rolünü önemli kılmaktadır. Tibianın (kaval kemiği) dış kenarında bulunur, ayak bileği ile eklem yapar (Şekil 2.6.).



Şekil 2. 6. Fibulanın (baldır kemiğinin) önden görünümü [25].

Diz eklem yapısı patelofemoral ve tibiofemoral eklem olmak üzere iki tanedir (Şekil 2.7). Diz eklemi statik ve dinamik yapıya sahiptir ve bunlar sayesinde stabilite sağlamış olur. Statik yapılar, menisküsler, kapsül ve bağlardır. Dinamik yapılar, kaslar ve tendonlardır [26].



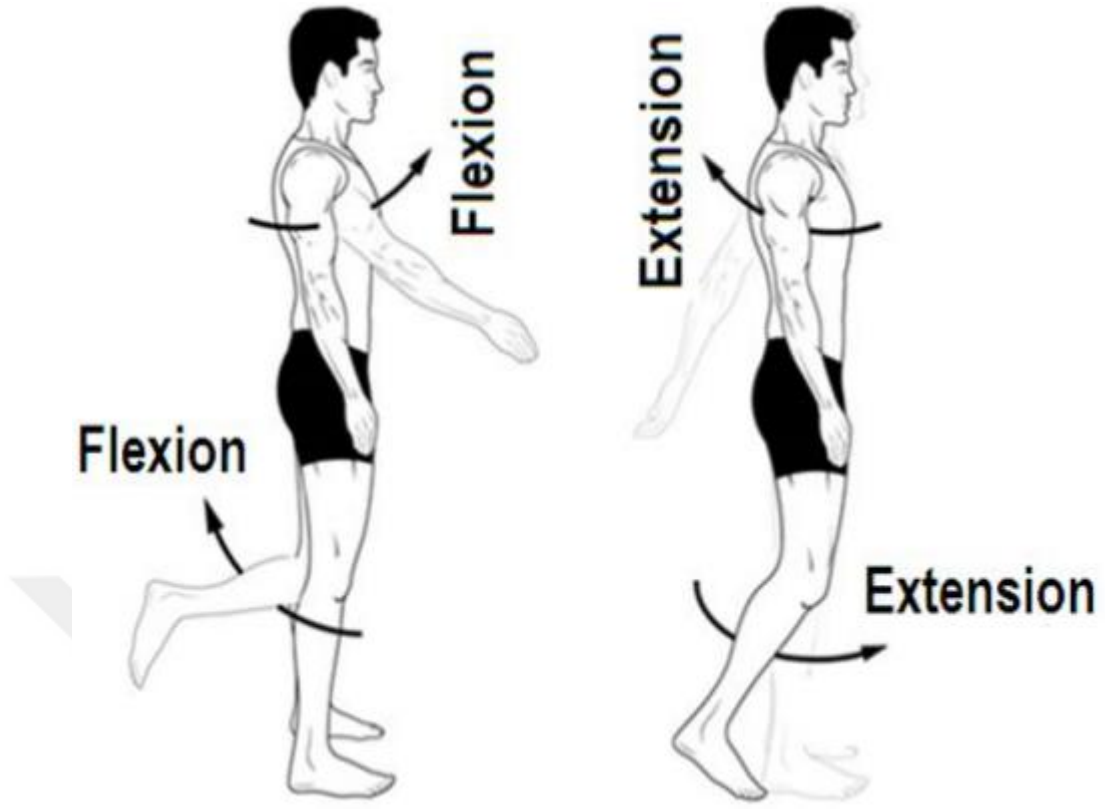
Şekil 2. 7. Diz eklem yapısı [20].

1. **Patellofemoral eklem:** Diz stabilitesinin sağlanmasına katkıda bulunur. Patella (diz kapağı) ile femurun (uyluk kemiği) oluşturduğu eklemdir. Patellofemoral eklem statik ve dinamik yapılardan oluşan özel ve karmaşık bir eklemdir [3]. Diz kapağının (patellanın) üçgen biçiminde tepesi aşağıya bakan bir yapısı vardır. Quadriceps kasının (tendon) tibianın ön yüzü boyunca devam etmesini sağlayarak bağlantı açısını arttıran eklemdir (Şekil 2.8).



Şekil 2. 8. Patellofemoral eklem [3].

2. **Tibiofemoral Eklem:** Femur (uyluk kemiği) ile tibia (kaval kemiği) arasındaki eklemdir. İki kısma ayrılır. Bunlardan ilki medial (iç taraf), diğeri lateral (dış taraf)'tır. Dizin fleksiyon (bükülme) ve ekstansiyon (uzatma) hareketlerinin yapılmasını sağlar. Aynı zamanda belirtilmelidir ki sağlıklı bir insanda 120 derece fleksiyon (bükülme, kıvrırma) ve 0 derece ekstansiyon (uzatma, esneme) yapabilir. Şekil 2.9.'da fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapılışı gösterilmektedir. Tibiofemoral eklem arasına giren medial (iç), lateral (dış) menisküsler eklemin uyumunu artırır aynı zamanda dizin dönme (rotasyon) hareketi yapmasına yardımcı olur [27].



Şekil 2. 9. Fleksiyon (bükme), ekstansiyon (uzatma) hareketleri [28].

2.1.2 Kıkırdaklar

Diz eklemine oluşturan tüm kemiklerin yüzeyleri kıkırdak ile kaplanmıştır. Kıkırdak dokusu, beyaz ve parlak bir dokudur. Eklemde pürüzsüzlük sağlar ve hareketlerde kolaylık sağlar (Şekil 2.10).

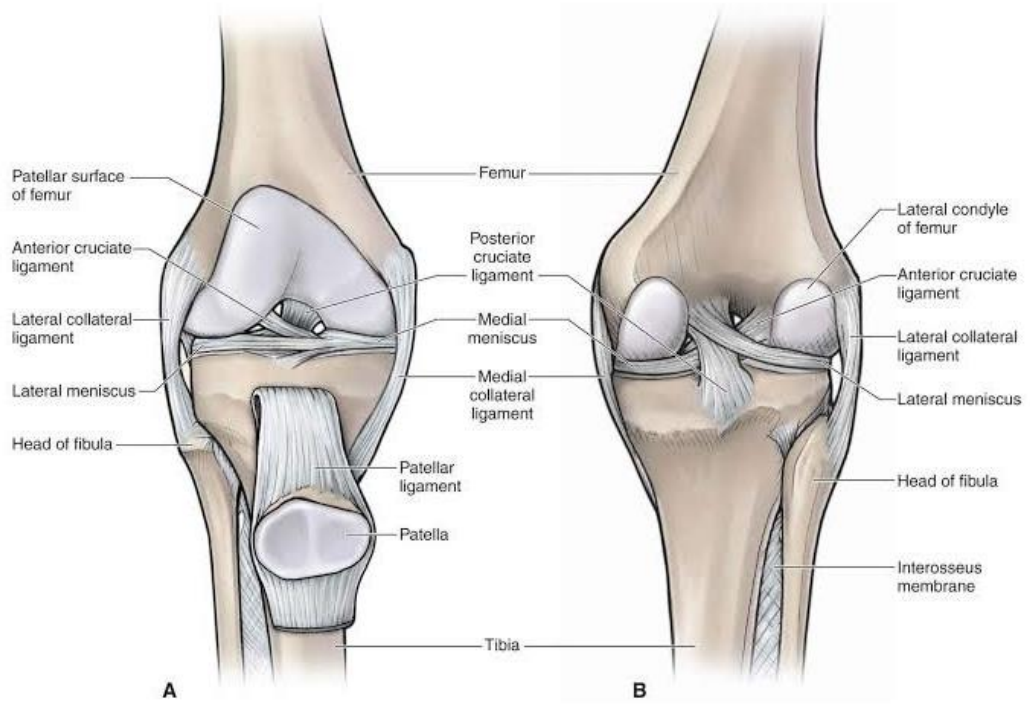


Şekil 2. 10. Kıkırdak eklem yüzeyi [29].

Kıkırdağın kemiği çevrelediği bölgede kemiğe tutunan eklem kapsülleri vardır. Eklem kapsülleri, eklemi korur. Aynı zamanda sinovial sıvı salgılayarak eklem boşluğunu doldurur. Böylece kıkırdağın sürtünmelerden kaynaklı aşınmasının önüne geçilmiş olur [30,31]. Kıkırdak beslenme damar yapışana sahip olmadığından sinovial sıvı içerisinden beslenme ve oksijen ihtiyacını karşılar. Bundan dolayı kıkırdakların iyileşmesi çok zordur. Kıkırdak yapısı; protein (yüzde 10), kollajen (yüzde 10-20) ve sudan (yüzde 65-80) oluşur [20].

2.1.3 Bağlar (Ligamentler)

Ligamentler diz ekleminin stabilitesini sağlayan ana yapılardır (Şekil 2.11). En çok karıştırılan ligamentler (bağlar) ve tendonlar (kaslar) birbirinden farklı yapılardır. Bağların her iki ucu kemiğe yapışır, sabit yapılı ve esnekliği sınırlıdır. Ligamentler (bağlar) insan hareketi sırasında (yürüme, koşma, oturma, zıplama vb.) diz ekleminin stabilitesini, sabit kalmasını sağlar [26,32].



Şekil 2. 11. Önden (A) ve arkadan (B) diz ekleminin görüntüsü, ligamentler [33].

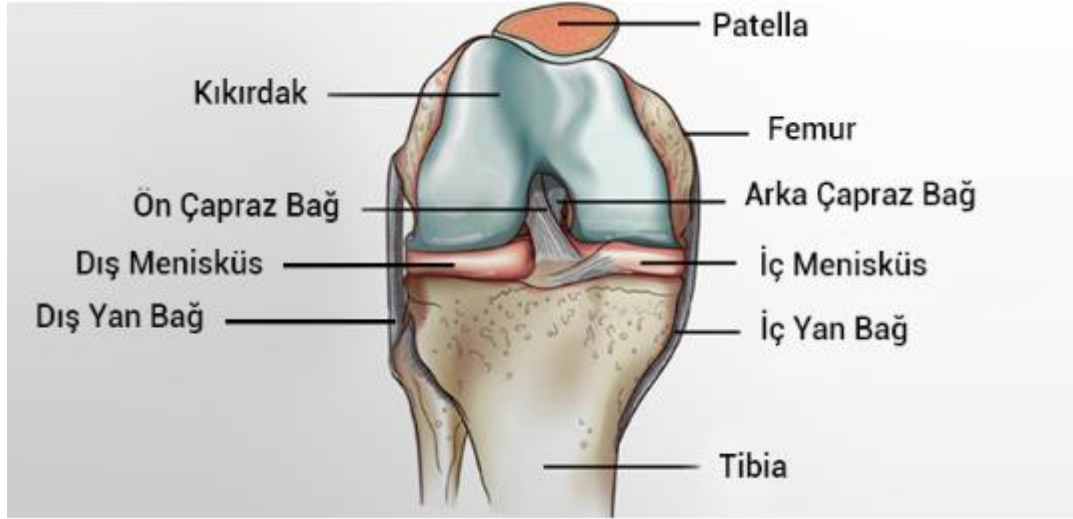
Ön çapraz bağ (ACL): Dizin rotasyonunu kısıtlar, tibianın (kaval kemiğinin) öne kaymasını engeller. Femur (uyluk kemiği) ile tibiayı (kaval kemiğini) birbirine bağlar.

Arka çapraz bağ (PCL): Diz ekleminde femur (uyluk kemiği) ve tibiaya bağlanarak tibianın (kaval kemiğinin) arkaya hareketini engeller.

İç yan bağ: Medial kolleteral ligament olarak da isimlendirilir. Diz ekleminin, içe hareketini önler.

Dış yan bağ: Lateral kolleteral olarak da adlandırılır. Diz ekleminin, dışa doğru açılmasını önler [20,26,32].

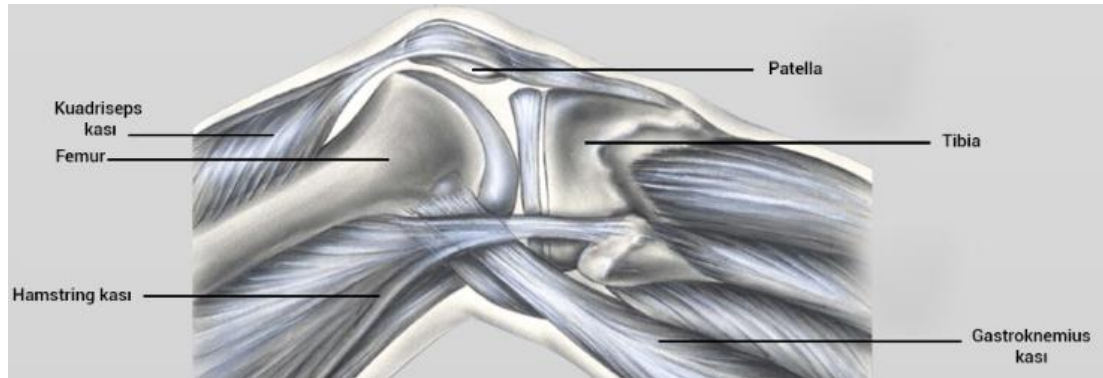
Yukarıdaki bağlar şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2. 12. Diz ekleminde bağların (ligamentlerin) gösterimi [20].

2.1.4. Tendonlar

Tendonlar, bağlardan farklı olarak bir uçları kemiğe tutunan ve diğer uçları kaslarla devam eden aynı zamanda kas hareketinin kemiğe iletimini sağlayan yapılardır (Şekil 2.13). Diz eklemini ve patellanın (diz kapağının) stabilitesini (sabit kalmasını) sağlayan ve diz ekleminin günlük hareketlenmeler sırasında sabit tutan yapılardan biridir. Bu yapılar kaslar, tendonlar ve ligamentlerdir. Eklemi hareket ettiren yapı kastır. Tendonlar da kasları kemiğe bağlayan yapılardır. Tendonların (kirişlerin) esnek, sert lifli ve gerilime dayanıklı yapısı vardır. Tendonlar, kaslar ile beraber çalışarak eklemlerin hareketini sağlarlar.



Şekil 2. 13. Diz eklemindeki kaslar [20].

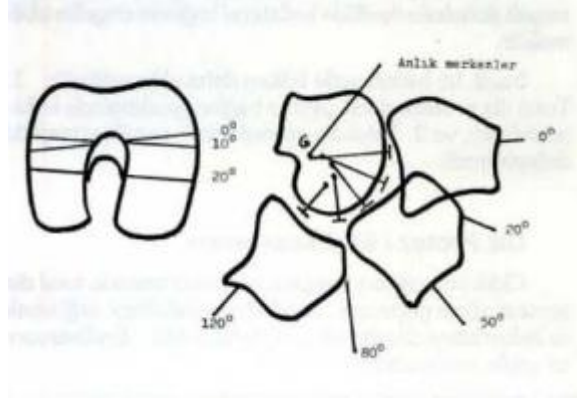
Kuadriseps kası: Uyluğun ön yüzünde bulunan dört ayrı kasın birleşiminden meydana gelen, dizi düz tutmaya yarayan kastır. Kasın başlangıcı leğen kemiği sonra uyluğun ön tarafı uzunluğunca uzanıp tendon ile patella (diz kapağı) üstünden tibia'nın ön-üst yüzüne yapışır.

Hamstring kası: Farklı üç kastan oluşan yapısı vardır. Dizi kıvrımayı, ayağı kalçaya doğru çekilmesini sağlayan kastır.

2.2. DİZ BİYOMEKANIĞI VE KİNEMATİĞİ

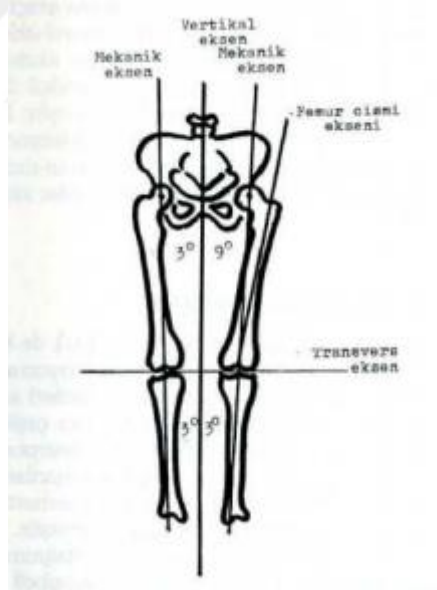
Anatomi ve fizyoloji biliminin yanı sıra mekanik biliminin de kullanılarak canlıların statik ve dinamik açıdan incelenmesi biyomekaniğin alanıdır. Çok kapsamlı ve geniş bir çalışma alanı olan biyomekanik, eklemlerin, ligamentlerin, kemiklerin mekaniksel analizlerinin yapılmasına olanak sunuyor [34]. Dizin biyomekanik ve kinematik özellikleri ne kadar iyi bilinirse, diz ağrısına yol açan problemlerin daha iyi anlaşılması sağlanmış olur ve uygulanacak olan tedavinin başarısı arttırılmış olur. Biyomekanik bağ, kemik, eklemlerin mekaniksel yapısını analiz eden bilim dalıdır [35].

Stabilitesini koruyan ve aynı zamanda vücudun hareket etmesini sağlayan diz eklemi insan vücudunun en önemli biyomekanik yerleşkesidir (Şekil 2.14). Diz aslında gelişmiş bir menteşe eklemdir. Buna rağmen diz ekleminin her ne kadarda kısıtlı olursa olsun altı serbestlik derecesi vardır. Bunların üçü dönme (rotation) diğer üçü ötelemedir (translation). Diz eklemi düz ve femur ile tibia'nın yüzeylerinin karşılıklı gelmelerine rağmen, vertikal eksen ile mekanik eksen arasında 3 derecelik valgus açısı vardır. Bunun nedeni kalçaların daha geniş bölgeye yerleşiminden kaynaklıdır [36,37].

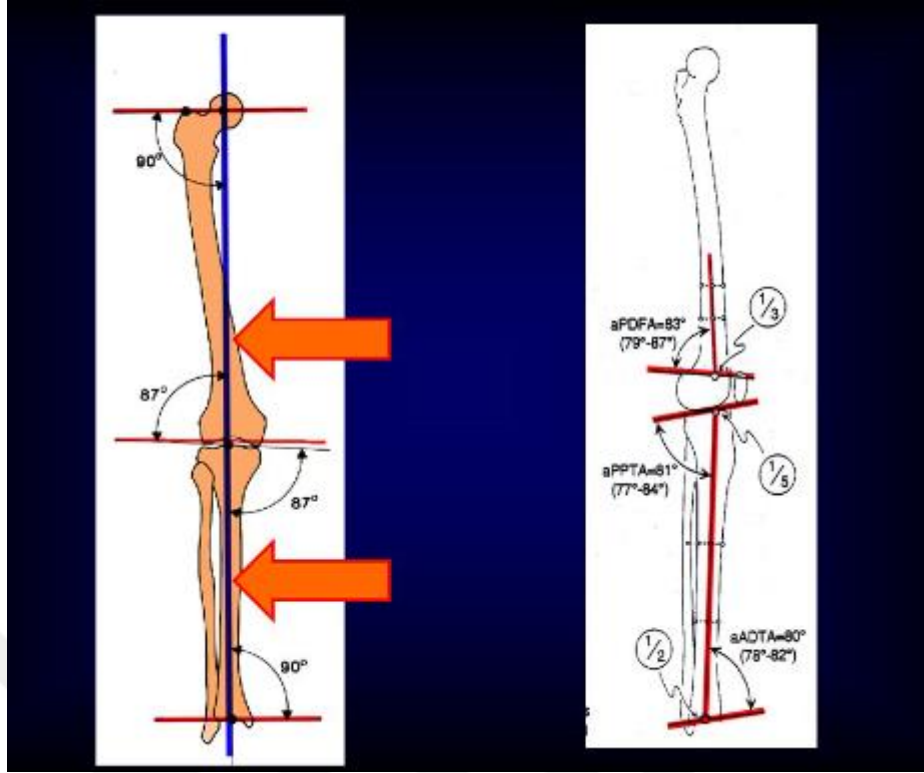


Şekil 2. 14. Diz hareketleri [35].

Mekanik eksen; şekil 2.15 ve 16'da görülmekte olan uyluk kemiğinin başlarından diz ekleminin ortasından ve ayak bileğinin üzerinden geçmektedir. Femurun anatomik eksenini ile mekanik aks (eksenin) vertikal eksenle 9 derece valgus yapar. Tibianın anatomik eksenini ile yaklaşık 3 derece varus açısı mevcuttur [35].



Şekil 2. 15. Hareket eksenleri [35].



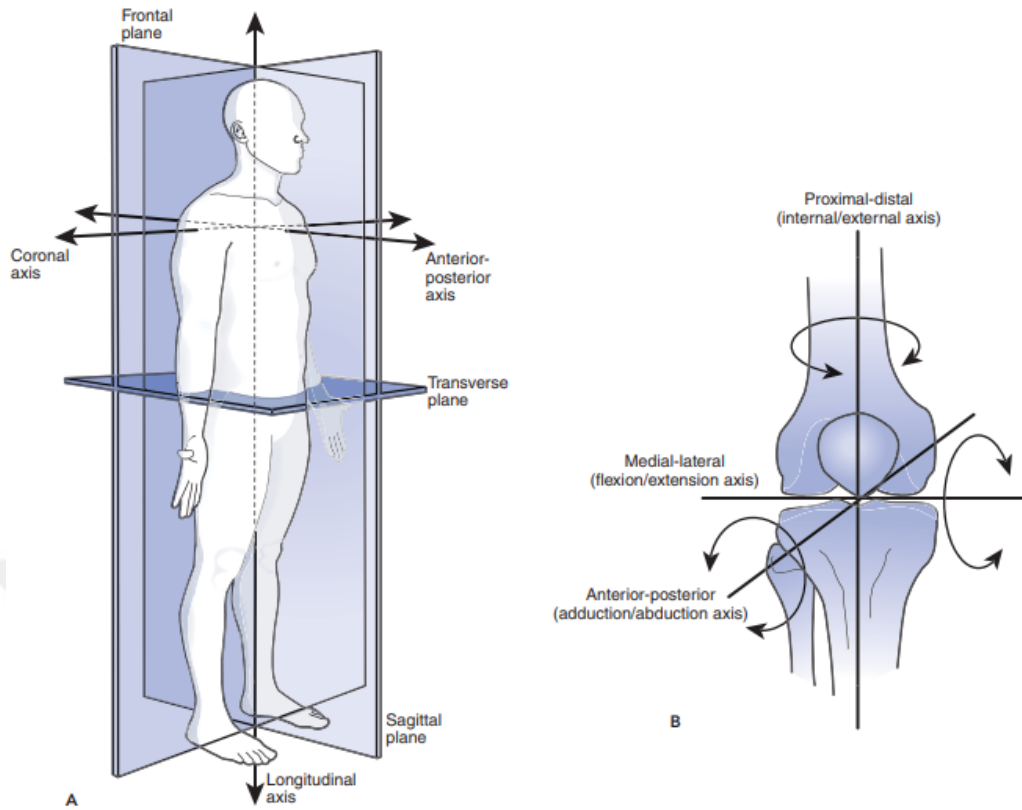
Şekil 2. 16. Valgus oluşumunu gösteren kemiklerin yaptıkları açılar [36].

Dizin kinematiği incelendiğinde, eklem üç düzlemde hareketini tanımlar. Bu düzlemler Şekil 2.17.'de görüldüğü gibi frontal, sagittal ve horizontal (transverse) düzlemlerdir.

Frontal; koronal, vertikal ya da uzunlamasına eksenini ifade eder. Rotasyon, dönme hareketleri bu eksen üzerinde görülmektedir.

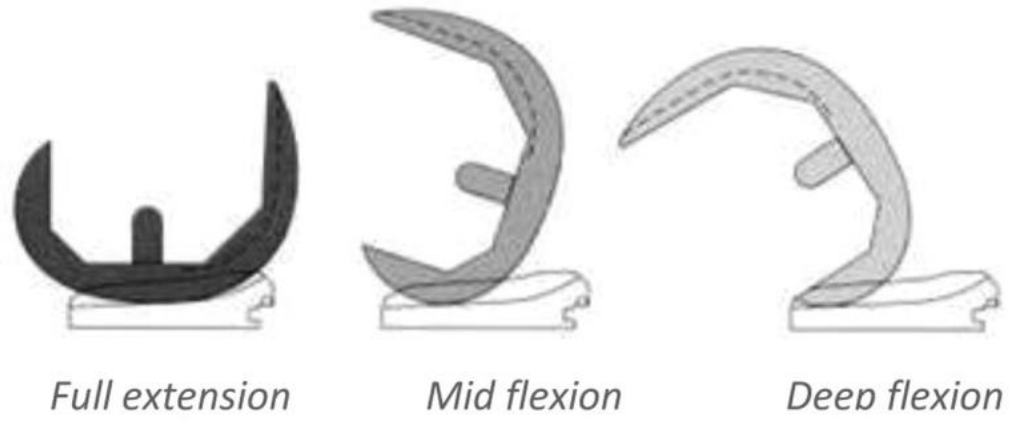
Sagittal; abduksiyon ve adduksiyon hareketlerinin gerçekleştiği eklemdir. Diz eklemindeki hareket üç düzlemde görülmesine karşın sagittal düzlemde hareket daha baskındır.

Transverse; enine, yatay (horizontal) eksenini ifade eder. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin görüldüğü eksenidir.



Şekil 2. 17. A: İnsan vücudundaki frontal (koronal veya uzunlamasına), sagittal ve transverse (yatay) düzlemler [24]. B: Diz hareketinin 6 serbestlik derecesinin tasviri ve terminolojisi: anterior posterio translasyon, medial-lateral translasyon, proksimal-distal translasyon, fleksiyon-ekstansiyon rotasyonu, iç-dış rotasyon ve varus-valgus rotasyonu [1].

Diz 0 derece ile -10 dereceye kadar ekstansiyon yapabilir. Dizin 0 derece ile 10 derece arasındaki fleksiyon hareketi esnasında rotasyon hareketi yapılır. Dizin 10 derece ile 20 dereceye kadar fleksiyon hareketi esnasında sallanma (rocking) yapılır. Dizin 20 derecelik fleksiyonundan sonra süzülme hareketi yapılmış olur. Hareketlerin mükemmellik kazanmasını diz eklemi içindeki yumuşak dokular, çapraz bağlar sağlamaktadır ki özellikle çapraz bağlar daha etkilidir. Ayrıca, birçok kas diz üzerinde kuvvet üretmiş olsa da kuadriseps kası baskındır ve diz üzerinde etkili bir kuvvet oluşturur [1,35,36,38,39]. Sağlıklı bir insan dizi 120 dereceye kadar fleksiyon yapabilmektedir (Şekil 2.18). Örneğin, merdiven çıkarken 85 derecelik fleksiyon ve merdiven inişinde 90 derecelik fleksiyon olduğu görülmüştür [38].



Şekil 2. 18. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi (diz protezinde görülen) [39].

Diz ekleminin yük taşıma kapasitesi yüksektir. Farklı durumlarda diz üzerine düşen yükler tablo 2.1.'de verilmiştir.

Tablo 2. 1. Günlük aktivitelerde diz üzerine düşen kuvvet hesaplama tablosu [39].

Günlük yaşam aktiviteleri		
Koşu	3.1 – 3.6	Tümör değiştirme protezi
Koşu	4,2 ± 0,2	Koşu bandında saatte 5 mil
Sabit Bisiklet	1,0 – 1,5	Seviye 1-5; 60-90 dev/dak
Golf (kırşun diz)	4,4 ± 0,1	Sağ elini kullanan bir golfçüde sol diz
Golf (arka diz)	3,0 ± 0,2	
Tenis servisi	4,2 ± 0,1	
Tenis forehand	4,3 ± 0,4	
Tenis backhand	3,5 ± 0,6	
StairMaster Seviye 1	2,4 ± 0,1	
StairMaster Seviye 3	3,3 ± 0,3	
Eliptik Düzey 1	2,3 ± 0,2	
Eliptik Seviye 11	2,2 ± 0,3	
Bacak Basın	2,8 ± 0,1	Ayak reaksiyon kuvveti = 1 × BW
Diz Uzatma	1,5 ± 0,0	Direnç = 0,2 × BW
Kürek makinesi	0,9 ± 0,1	

Yürürken, koşarken, spor yaparken hatta spor yapılan branşa göre bile dize binen yük değişmektedir. Yürümenin matematiksel tahminleri 1,7 ve 7 x vücut ağırlığı (BW) olarak değişeceği tahmin edilmektedir. Deneysel çalışmalarda ise ölçümleri 2 ve 3 katı olarak veri elde etmişlerdir. Yani 50-60 kg aralığında birey düşünüldüğünde 1000N-1800N basma kuvveti uygulandığı ve buna dizin direnç gösterdiği söylenebilir [1,35,39].

2.3. DİZ HASTALIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ

Diz eklemi hastalıkları travma, menisküs yırtıkları, burkulmalar, kırıklar, çıkıklar, bağ yırtılmaları, artrit ve valgus deformitesidir.

Dizde oluşan hastalıkların boyutu uygulanacak olan tedavinin de belirlenmesinde etkili bir nedendir. Dizde oluşan artrit incelendiğinde diz ağrısını oluşturan artritler genel olarak; osteoartrit, travma sonrası oluşan artrit ve romatoid artrittir. Normal diz tibiofemoral mekanik eksen açısı (TFA) 10 derecenin altındadır. Bu derece arttıkça valgusa sebep olmaktadır. [40].

Osteoartrit halk arasında bilinen adıyla kireçlenme de denilebilir. Kireçlenme (osteoartrit) yaşa bağlı bir şekilde diz eklemi kıkırdaklarının aşınması ve yıpranması sonucu oluşan bir artrit tipidir. Genelde yaşı 50'i geçen bireylerde görülmektedir. Fakat daha genç yaşlarda da görülebilmektedir. Kıkırdakların aşınması sonucu kemikler hareket sırasında sürtünme yaşayarak diz sertliğine ve ağrısına sebep olmaktadır [2,41,42].

Romatoid artrit, halk arasında da yaygın şekilde bilinen iltihaplı romatizmadır. Diz sıvısı üreten sinovial zar iltihaplanır ve kalınlaşma oluşturan bir hastalıktır. Bu iltihaplanma kemiği saran kıkırdakların iltihaplanmasına ve kıkırdak hasarına, sertliğine ve şiddetli ağrılara sebep olmaktadır [41,42].

Travma sonrasında oluşan artrit, kritik diz yaralanmasıdır. Diz eklemi veya çevresindeki kemiklerin kırılma, çıkı, diz bağlarının yırtılması süreç içerisinde eklem

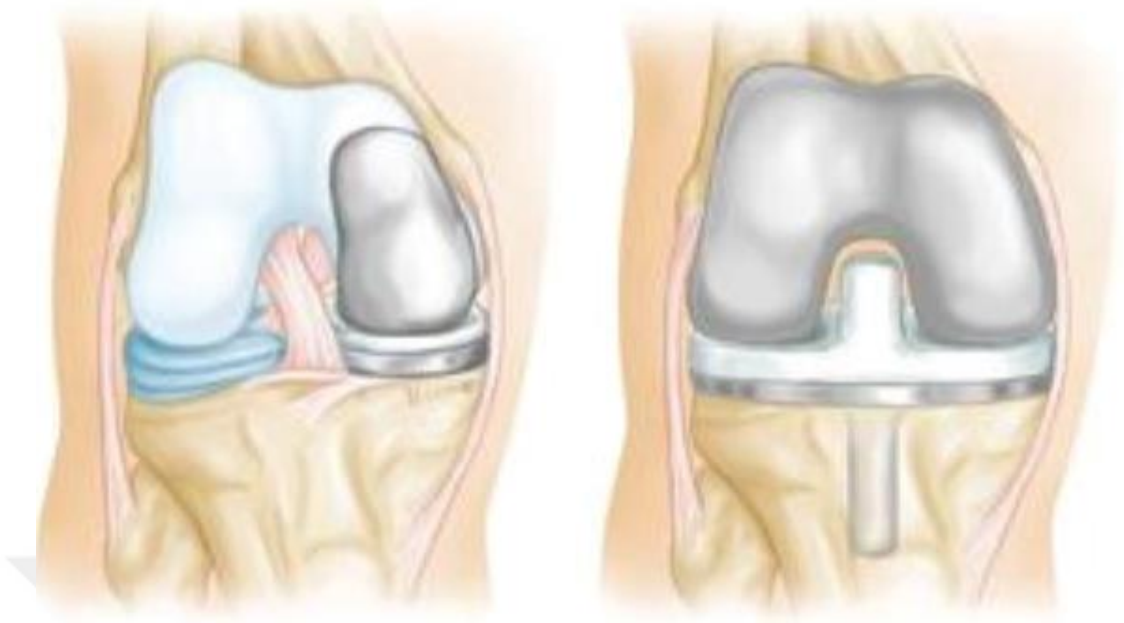
kıkırdığında hasar oluşturur ve buda diz de ağrıya neden olmaktadır. Ayrıca bunlar neticesinde diz işlevinde kısıtlamalar meydana getirmektedir [41,42].

Diz de oluşan bu tür hastalıklar hastanın yürümesini, oturmasını, merdiven çıkmasını kısaca günlük işlerini yapmak için yapacağı hareketleri kısıtladığından ve ağrılara neden olduğundan tedavi görmesini gerektirmektedir. Doktorlar ve uzmanların bu tedavileri uyguladıklarında cerrahi müdahaleden olabildiğince kaçınması ve en son çare olduğuna inanmaları sonuçta cerrahi müdahalenin iyileşme sürecinin olması, riskleri ve cerrahide kullanılan implant malzemelerinin belirli bir ömrü olduğunu bilmelerindendir.

Cerrahi tedavi öncesinde cerrahi olmayan tedavilere bakıldığında, başlangıç aşamasındaki artrit ve diz ağrılarında kullanılmaktadır.

1. Artrit ilerlemesinin önünü alabilmek adına hastanın yaşam tarzında bazı değişikliklere gidilebilir.
2. Ortez kullanımı, yardımcı destek aletleri de diz üzerine binen baskıyı azaltabilir ve osteoartrinin ilerlemesini yavaşlatıcı ve ağrıları azaltıcı yöntemlerdendir.
3. Diz ağrısını gidermek için ısı ya da buz uygulanmaktadır. Aynı zamanda bazı elastik bandajları kullanmakta rahatlatma sağlamaktadır [43].
4. İlaçlar ve enjeksiyonlarda diz ağrısını gidermek için kullanılan cerrahi olmayan tedavi yöntemlerinden birkaçıdır. Doktorlar bu konuda en uygun ilacı hastalarına önermektedirler.

Tüm bu tedaviler ve yöntemler uygulanır ve hastadan yine de olumlu sonuçlar alınmaz ise ve dayanılamayacak ağrılarını gidermek yaşam konforunu ve hayatını kolaylaştırmak için cerrahi müdahaleye başvurulur. Cerrahi müdahale hastanın şikayetinin neye bağlı olduğuna uygun ve sırası ile uygulanmaktadır. Cerrahi tedaviler olarak artroskopi, sinovektomi, osteotomi, tek bölmeli diz protezi veya toplam diz protezi (toplam diz implantı) kullanılmaktadır (Şekil 2.19).



Şekil 2. 19. (Solda) Kısmi diz protezi, hasar dizin sadece bir kısmında olduğunda tercih edilen yöntemdir. (Sağda) Toplam diz protezi. [16].

2.4. TOPLAM DİZ İMPLANTI CERRAHİSİ

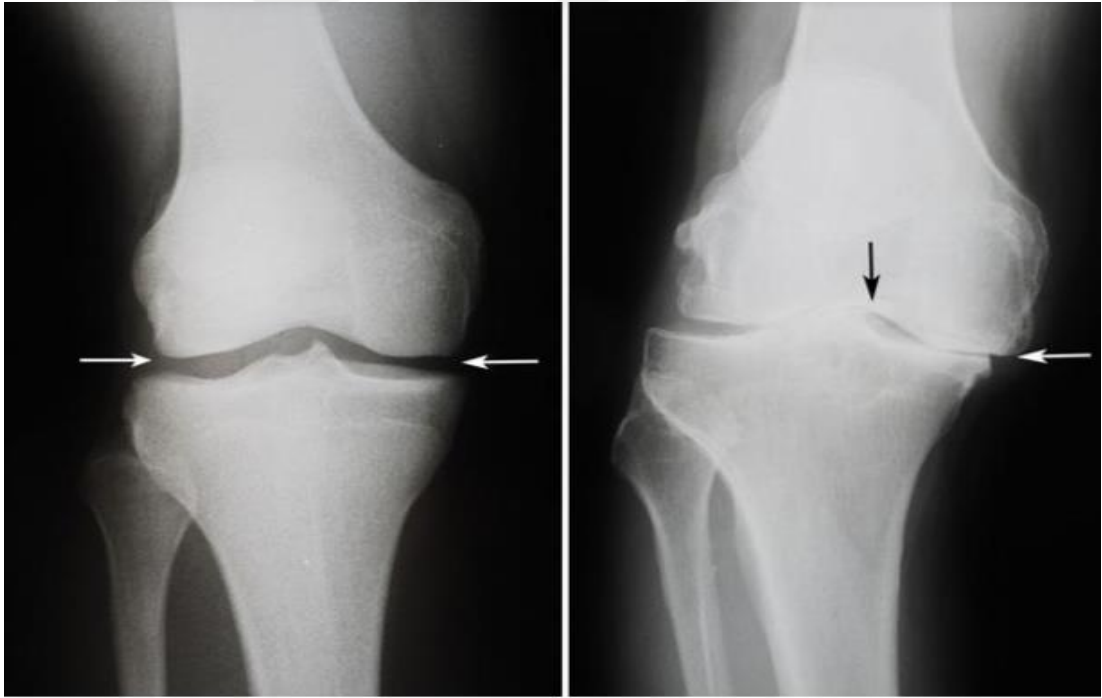
Toplam diz implantı, dizin hastalıklar nedeniyle kritik hasarı söz konusu ise hastanın günlük en hafif işlerinin yaparken bile aşırı ağrı ve zorlanma yaşaması durumunda uygulanan cerrahi tekniktir.

Bu cerrahi yöntemin tercih edilmesinden önce bir önceki bölümde de anlatılan cerrahi olmayan tedaviler ve diğer cerrahi tedavilerden sonuç alınamaması ya da alınamayacağının uzmanlarca ön görüldüğü durumda toplam diz değiştirme (toplam diz implantı) uygulanır. Toplam diz değiştirme, diz eklemini oluşturan yapıların değiştirilerek yerlerine uygun implantlar yerleştirilmesi işlemidir. Böylece toplam diz implantı da yerleştirilmiş olur.

Toplam diz implantı, femur (uyluk kemiği), tibia (kaval kemiği) ve her ikisinin arasına konulan yumuşak, hafif yapılı ara dolgu (spacer) parçalarının tümüne verilen isimdir.

İlk kez 1860 yılında diz protezi ile alakalı çalışmalar Ferguson tarafından başlatılmıştır. Klasik menteşe denebilir ve dizin işlevleri için tam uygun olduğu söylenemezdi. Devamında 1863'te Vermeul interpozisyon protezi ve değiştirilmiş eklem yüzeyleri arasına eklem kapsülü yerleştirmiştir [35]. Ancak, modern diz protez uygulama ameliyatı ise 1968'de ilk kez uygulanmıştır. 1968'den sonraki süreç içerisinde diz implantı cerrahisinde gelişmeler hız kazanmıştır [2].

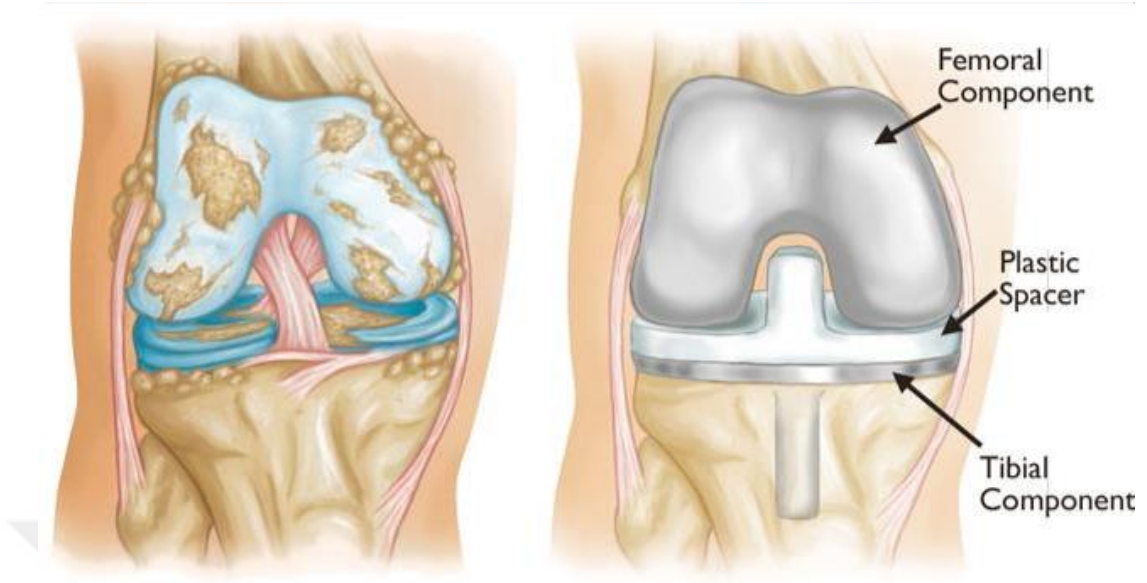
Toplam diz implantı yapılacak hastalarda olan artrit şekil 2.20'de görülmektedir. Hasarlı eklem yüzeyleri değiştirilerek hastadan ağrı şikayetleri giderilmiş olur. Şekilde görüldüğü üzere röntgen görüntüsünde sağlıklı insanda bulunan eklem boşluğu ve artrit sonucu görülen eklem boşlukları oluşmaktadır. Toplam diz implantı ile eklem yüzeyleri değişim cerrahisi yardımıyla problemleri giderilir.



(Solda) Normal bir dizin bu röntgeninde, kemikler arasındaki boşluk sağlıklı kıkırdaki gösteriyor (oklar). (Sağda) Artrit nedeniyle eğri hale gelen bir dizin bu röntgeni ciddi eklem boşluğu kaybını gösteriyor (oklar).

Şekil 2. 20. Normal diz röntgen görüntüsü ve Artritli diz görüntüsü [2].

Hastanın dizine şekil 2.21.'de görüldüğü gibi toplam diz implantı yerleştirilmektedir. Toplam diz implantı, diz eklemine oluşturan yapıların işlevlerini yerine getirmek için kullanılan cerrahi tedavi yöntemidir [2].



(Solda) Şiddetli kireçlenme. (Sağda) Artritlik kırık ve evcil kemiği öğütmek ve femur ve kaval kemiğine metal implantlarla yeniden yerleşimi çıkarmak. İmplantların içinde plastik bir ara parça yerleştirilir. Patellar örme netlik için göstermemiştir.

Şekil 2. 21. (Solda) Kireçlenmiş artritli diz ve (sağda) toplam diz implantı yerleştirilmiş diz görülmektedir. Toplam diz implantı (femur, spacer, tibia) [2].

2.5. TOPLAM DİZ İMPLANTINDA KULLANILAN İMPLANTIN ÖZELLİKLERİ

Toplam diz implantı bölümleri olan femur (uyluk kemiği), tibia (kaval kemiği) ve patella (diz kapağı), aynı zamanda femur ve tibia arasında kalan spacer bölümlerinden oluşmaktadır [31,35]. Femur, tibia ve patella dizi oluşturan bu üç bölümde sert dokulardır. Spacer parçası menisküs bölgesine konulan tibia implantının üzerine sabitlenen ve plastik yapılardan yapılan yumuşak ve hafif bir malzemedir. Toplam diz implantı kemiklere montelenen ve vücut içerisinde kalacağı için malzemenin dikkatli ve özenli seçilmesi gerekmektedir. İmplant malzemesi için tercih yapılırken kullanılacağı bölgeye uygunluğu ve yerini alacağı dokunun organın görevlerini yerine getirebilecek özelliklerde ve kapasite de olması gerekmektedir. Bu yüzden toplam diz implantı için malzeme seçimi yapılmak istendiğinde malzemenin

biyolojik, mekanik özelliklerinin uygunluğu ve yapısal işlevselliğinin uygunluğu dikkate alınarak belirlenmelidir [25,26].

Biyolojik özellikler aşağıdaki gibi açıklanabilir.

1. **Biyouyumluluk:** Tıbbi cihaz ya da implant parçasının en son kullanıma uygun halinde kabul edilebilir ölçüde biyolojik reaksiyonu, davranış gösterme yeteneği
2. **Biyoinertlik:** İmplantın fiziksel ve mekanik özelliklerini koruyarak doku ile etkileşime geçmesidir.
3. **Biyoaktif:** İmplantın bulunduğu bölgede var olan biyolojik sistemle etkileşimde bulunarak bağlar oluşturmaktır.
4. **Biyokararlılık:** Vücut içerisinde ki malzemenin korozyona, hidrasyona direnç gösterme özelliğidir.
5. **Biyobozunur:** Malzemenin zamanla vücut içerisinde çözülerek absorbe edilmesidir.

Modelleme yapıldığında dikkat edilecek diğer bir unsurda malzemenin mekanik özellikleridir. Bunlar; Poisson oranı, akma mukavemeti, sertlik, elastisite modülü, aşınma direnci ve rijitlik gibi özelliklerdir [13,44,45].

Ortopedik ve medikal uygulamalar da en sık kullanılan ve en ideal metalik biyomalzeme, titanyum ve Ti-6Al-4V olan titanyum alaşımıdır [13]. Biyomedikal uygulamalarında bu kadar ideal olmasının ve sık kullanılmasının sebebi genel özelliklerinden kaynaklıdır. Genel özellikler olarak; düşük yoğunluğa sahip olması, akma dayanımının yüksek olması, sağlam ve yorulma ömrünün uzun olması, kemiğin dış katmanına nazaran düşük esnekliğe sahip olması, oda sıcaklığında şekillendirilme kolaylığı ve kalıplanabilme avantajlarına sahiptir [13]. Bunun gibi özelliklere sahip başka bir biyomalzeme olan paslanmaz çelik de (316L) bu çalışmada seçilmiştir.

Young Modülü (Elastisite Modülü): İmplant yük altındayken şekil değişimi oluşur, gerilme oluşumu başlar ve bu gerilme oluşturan yük üzerinden kalkınca implant öz şekline geri dönmek ister ve bu geri dönme isteğine Young modülü denir. İmplantla

temasta olacak kortikal kemiğin Young modülü (elastisite modülü) değeri yaklaşık olarak 10 ile 30 GPa aralığında olduğunu dikkate alarak daha homojen bir gerilme dağılımı için kullanılacak implantın fazla sert veya yumuşak olmaması gerekir [46].

Yorulma Mukavemeti: İmplantın vücut içerisinde yapısını koruyarak kalacağı süreyi ifade eder. Diz eklemi günlük aktiviteler yapıldığında üzerinde gerilim oluşturur. Bu gerilimler implantlar üzerine yansır. Zaman içerisinde bu oluşan gerilimler implantın yapısını bozar, bozulan yapısı çatlamaya ya da kırılmaya yol açar ise implant başarısız olur ve tekrar cerrahi müdahale ile yenilenmesini gerektirir. Dolayısıyla, yorulma kriteri malzeme seçiminde kritik öneme sahiptir.

Toplam diz implantı için kullanılan malzemeler bölümler olarak femur (uyluk kemiği) ve tibia (kaval kemiği) için Ti-6Al-4V (titanyum alaşımı) ve paslanmaz çelik (C316L) kullanılmıştır. Spacer (ara dolgu) parçası için UHMWPE polietilen malzemesinin farklı young modülüne sahip üç çeşidi kullanılmıştır. Bu malzemelerin seçilmesinde yerleşeceği bölge ve yapacağı işlemlerin yukarıda bahsedilen biyolojik, mekanik ve fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Ti-6Al-4V alaşımının ve Paslanmaz Çeliğin tercih edilmesinin sebepleri; biyouyumlu olmaları, mekanik dirençleri yüksek, korozyon dirençleri yüksek, insan kemiğine karşı yüksek elastisite modülüne sahip olmaları (Ti-6Al-4V için ~110 GPa ve Paslanmaz Çelik için ~ 200 GPa) paslanmaz çeliğin diğer metallere karşı daha düşük elastisite modülü içermesi ve titanyum alaşımının kemiğe karşı daha yüksek elastisite modülü içermesi tercih edilmelerinde önemli etken olmuştur [47]. Spacer (ara dolgu) parçası için femur (uyluk kemiği) ve tibia (kaval kemiği) arasında sürtünmeyi azaltacak ve femurdan tibiya aktarılabilecek kuvvetin bir miktar sömürülerek azaltılmasını sağlayıp aynı zamanda hareket için femur ekleminin tibia eklemi üzerinde kaymasını sağlaması açısından hafif ve yumuşak olması gerekliliği ve diğer dayanım gibi mekanik, fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulduğunda polietilen malzeme olan UHMWPE (0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa elastisite modülü) seçilmiştir [48].

2.6. LİTERATÜRDEKİ İMPLANT TASARIM YAKLAŞIMLARI

Freeman ve Swanson (1960), toplam diz implantının ilk çimentolu ve kondil diz implantını yapmışlardır. Fonksiyonel bir tasarımıdır. Tasarlanan toplam diz implantı, birçok anatomik diz modellerine öncülük etmiştir. İmplant “Londra’da bulunan Imperial Collage of Science and Technology’de” profesör Swanson’un (makine mühendisliği) tasarımıdır. Swanson ve Freeman Londra’daki bu yerleşke de “Biyomekanik Birimi’ni” kurdular. Bu birim içerisinde dizin tasarımı, implant teknikleri gibi birçok konuda iş birliği yapmışlardır. Swanson ve Freeman, diz için gördükleri problemleri ele alıp bunun için toplam diz değişimi için yenilikçi ve oldukça etkili olduğu kanıtlanan üç kavramda çalışmaya karar kılmışlardır. Swanson’a göre; dizde bulunan polietilen plastik yüzeydeki gerilimler ve aşınmasıyla ilgilenilmeliydi. Freeman ise; sabit determinitelerin olduğu hasarlı dizlerin incelenmesi ihtiyacına dayanarak üç kavrama karar kılmışlardır. Birincisi, çapraz bağların ikisi de rezeke edilerek deformasyonların düzeltilmesi ve implantın femur, tibia yüzeyi boyunca temas alanlarının artırılmasını sağlamaktır. İkincisi, diz kinematiğini basitleştirme amaçlı “silindir içinde yuvarlama” tasarımı yapmışlardır. Üçüncü olarak, diz artrodezinde yapıldığı gibi kemik yüzeylerine implantı oturtmaktır. Bunun ile kemiği korumanın yanı sıra cerrahi tekniği de kolaylaştırmak hedeflenmiştir. Freeman-Swanson dizi olarak ortaya çıkan bu toplam diz implantı mediolateral stabilite sağlamaması ve implant başarısızlığı olarak ortaya çıkmıştır. Bu çalışma ile literatüre ve kendisinden sonraki çalışmalara ışık tutmuştur [49,50].

Kodoma ve Yamamoto (1968), ilk çimentosuz ve kondilli toplam diz implantını icat etmişlerdir. İlk anatomik toplam diz implantı modelidir. İsmi “Kodoma-Yamamoto Mark I” olarak anılmaktadır. Çalışmaları kendinden sonraki çalışmalara katkı sağlamış ve anatomik modellemenin temelinı atmıştır [50].

Beillos ve diğerleri (2004), yaptıkları çalışmada proksimal yer değişim için sonlu elemanlar metodunu kullanarak 0.20 saniye de 1 mm’den az RMS (kök-ortalama kare) farkı bulmuşlardır. Bu ilk 0.2’lik periyod içerisinde fleksiyon hareketine bağlı rotasyondaki en fazla fark tespit edilmiştir. İkinci 0.2- 0,4 saniye içerisindeki deneyde rotasyon farklılığı değişim göstermiştir. Beillos ve arkadaşlarına göre,

toplam diz implantının geometrisi ve sınır koşulları oluşan bu tutarsızlıkların faktörlerinden olduğunu ön plana çıkarmıştır [51].

Miyoshi ve diğerleri (2002), toplam diz implantını oluşturan unsurların yüzeylerinin üç boyutlu sonlu elemanlar modelini geliştirerek oyuk yuvası olan yeri ve olamayan yerleri incelemek istemişlerdir. 1000 N' luk yüke maruz bırakılarak, von Mises gerilmeleri belirlenmiş ve yürüme döngüsü simüle edilmiştir [52].

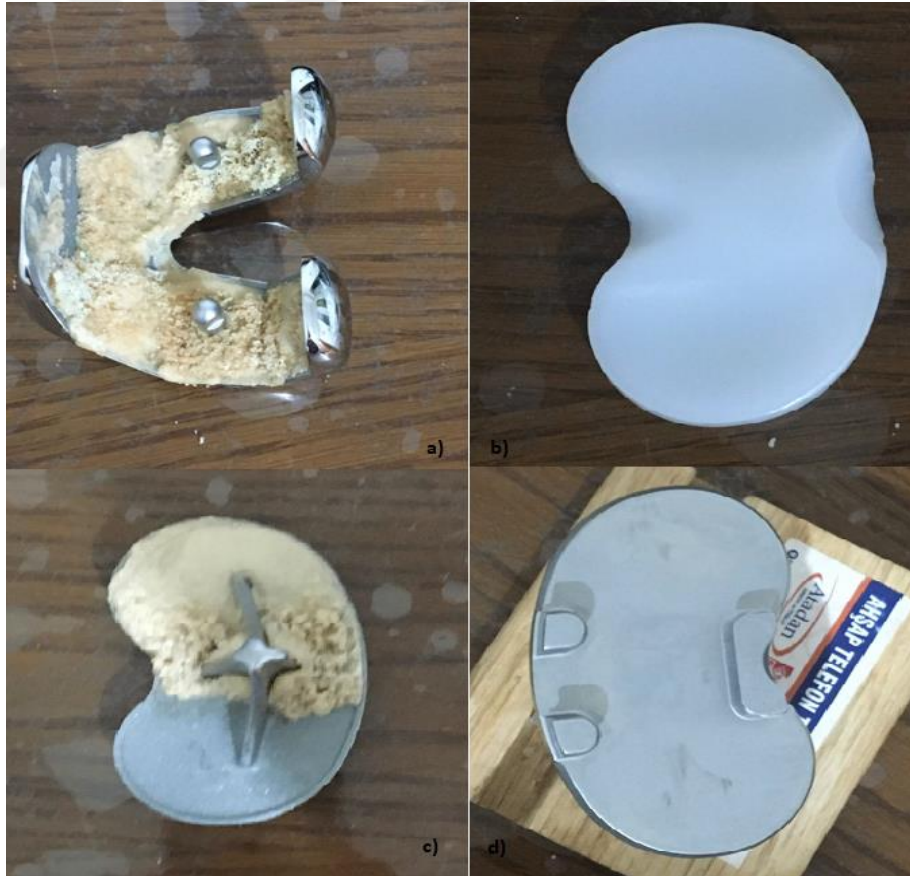
Chu ve diğerleri (1994), femur eklem implantını titanyum alaşımından ve ara dolgu parçasını (yatak) UHMWPE' den oluşan implantın sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelemesini yapmıştır. Tam ayakta duruş için diz fleksiyonu 0°, merdiven çıkarken 60 derece diz fleksiyonu, merdiven inişi için diz fleksiyonu 90 derece ve eğilme – kalkma için diz fleksiyonunu 120 derece olarak hareketlerin analizlerini incelemek istemiş bu yüzden dört sonlu elemanlar metodu oluşturmuştur. Yatak (ara dolgu) bölgesi için eşit dağılımlı 2200 N' luk yük uygulamıştır. Bu incelemeler deneyler sonucunda toplam diz implantı uygulanan hastanın yapabileceği en uygun fiziksel aktiviteleri belirlemek ve bu fiziksel aktiviteler için gerekli olan diz fleksiyon açısı ile maksimum yükün dikkate alınmasını önermektedir [53].

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM

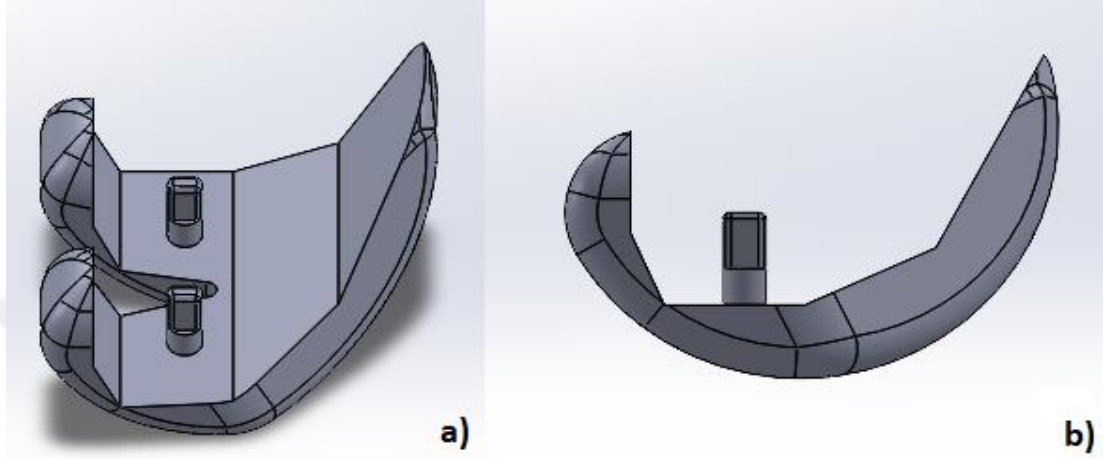
3.1. DİZ EKLEMİ İMPLANTI TASARIMI

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere modellenen femur, tibia ve aralarına konulan spacer (ara dolgu) parçalarından oluşmaktadır. Diz eklemi yüzeylerine yerleştirilecek implantın modeli cerrahi operasyon sırasında kullanılma hazır implanttan elde edilmiştir. Zimmer marka toplam diz implantı. (Şekil 3.1.)



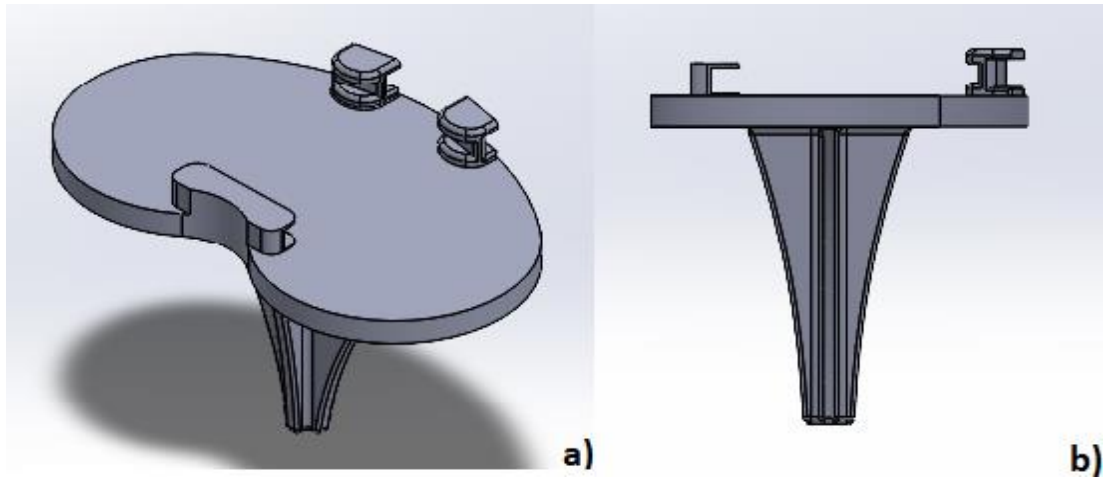
Şekil 3. 1. Toplam diz implantı modeli a) femur kemiği implantı, b) spacer parçası, c) tibia kemiği implantı alttan görünümü, d) tibia kemiği implantı üstten görünümü

Femur (uyluk kemiği) yerine geçecek olan femur implantı ortopedi ameliyatına uygun olarak femurun (uyluk kemiği) alt ucunun baştan ve sondan kavranabileceği ve kemik içine açılan iki vida boşluğuna femurun vidalarının yerleşebileceği şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2. Femur eklemi için implant tasarımı a) üstten b) yandan görünümü

Tibianın (kaval kemiği) üst ucu düz yapılıdır. O kısımdaki zedelenmiş dokular temizlenerek ve tibianın içine girip tutunacak ve yüzeyleri kaplayacak şekilde modellenen tibia implantı şekil 3.3.'de görülmektedir.



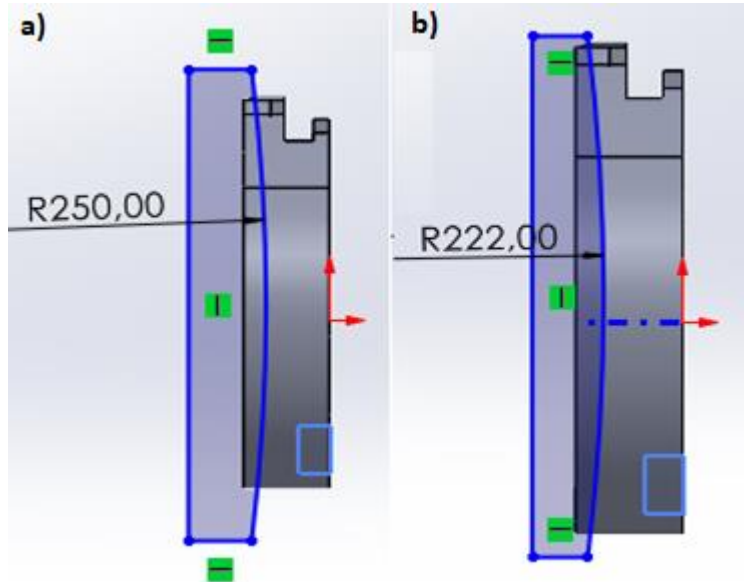
Şekil 3. 3. Tibia eklemi için tasarlanan implant a) izometrik b) yandan görünümü

Tibianın üzerine yerleşen ve tibiaya yapışık şekilde tutunması sağlanan spacer (ara dolgu) parçası bir sonraki bölümde anlatılacaktır. Çünkü doğrudan eklem yüzeyine bağlı değildir. Femur ile tibia arasına yerleştiği için eklem modelleri başlığı altında gösterilmemiştir.

3.2. TOPLAM DİZ İMPLANTI MODELLERİ

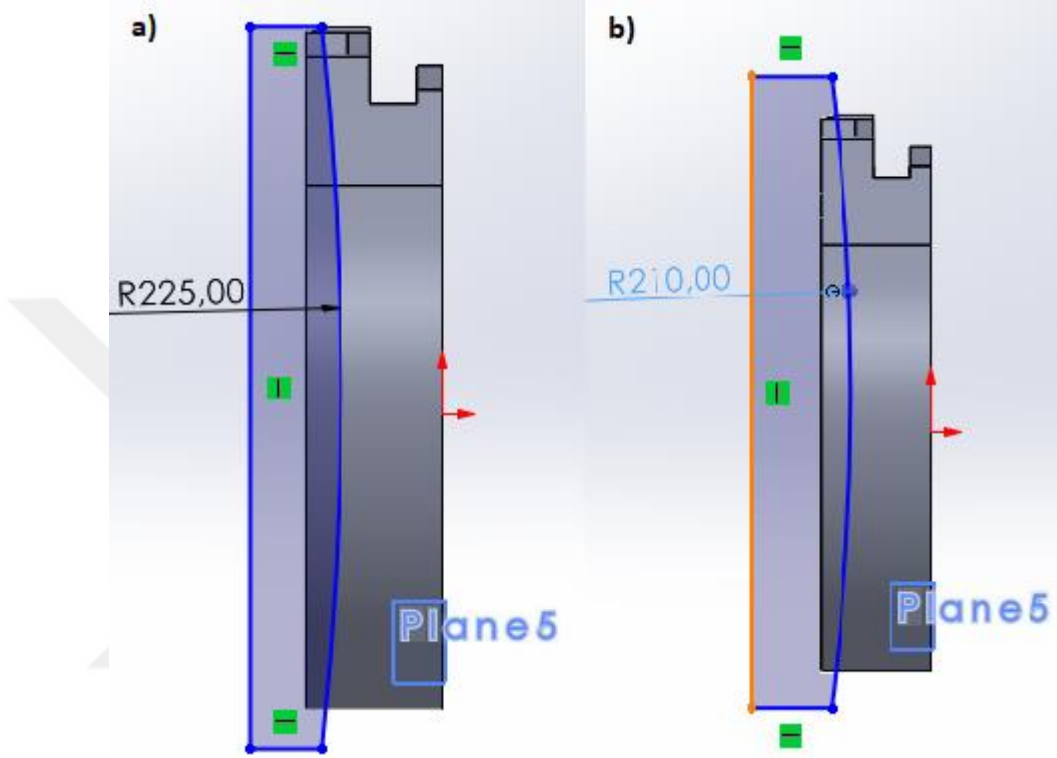
Bu çalışma da farklı yarıçaplara, ölçeklendirmelere sahip spacer (ara dolgu) parçasının yüzeylerine uygun femur ve tibia implantlarının olduğu toplamda üç farklı toplam diz implantı modellenmiş ve çizilmiştir. Çizimler Solidworks programı kullanılarak yapılmıştır. Geometrik parametrelerin total diz implantın deformasyon ve gerileme üzerinde etkisini göstermek amaçla spacer parçası 200, 225 ve 250 mm olarak üç farklı yarıçapta tasarlanmıştır.

R-250 olarak modellenen implant femurun üzerine oturduğu ve femur, tibia arasında kalan spacer (ara dolgu) parçasının medialde 250 mm ve lateralde 222 mm yarıçap ve diğer ölçülerinin de bu derinlik ve kalınlığa göre ayarlanarak tasarlanmıştır (Şekil 3.4).



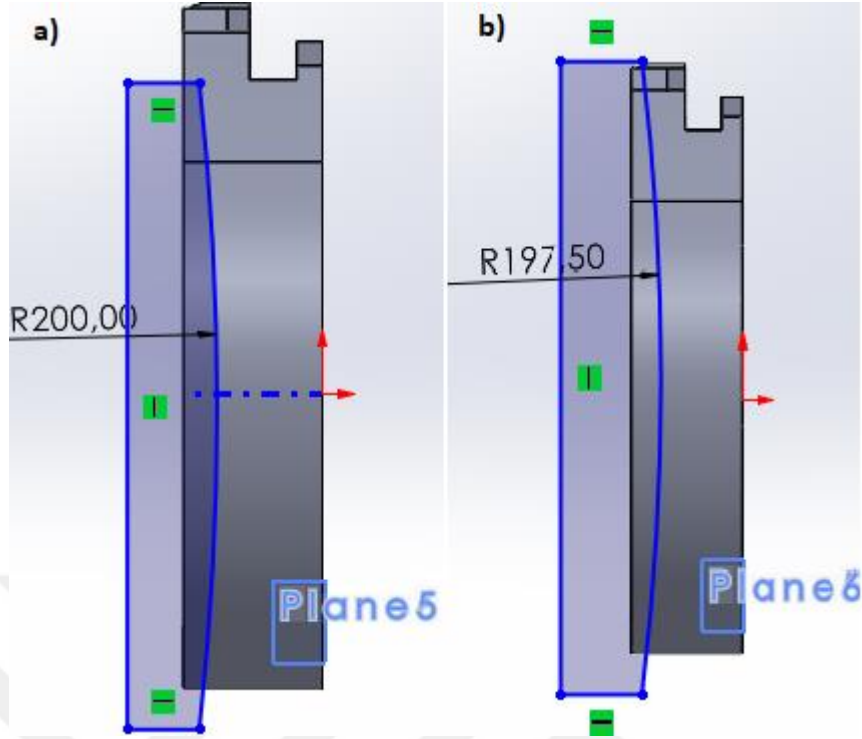
Şekil 3. 4. R-250 modeli spacer (ara dolgu) parçasının çizimi a) medial, b)lateral.

R-225 olarak modellenen implant femurun üzerine oturduğu ve femur, tibia arasında kalan spacer (ara dolgu) parçasının medialde 225 mm ve lateralde 210 mm yarıçap ve diğer ölçülerinin de bu derinlik ve kalınlığa göre ayarlanarak tasarlanmıştır (Şekil 3.5).



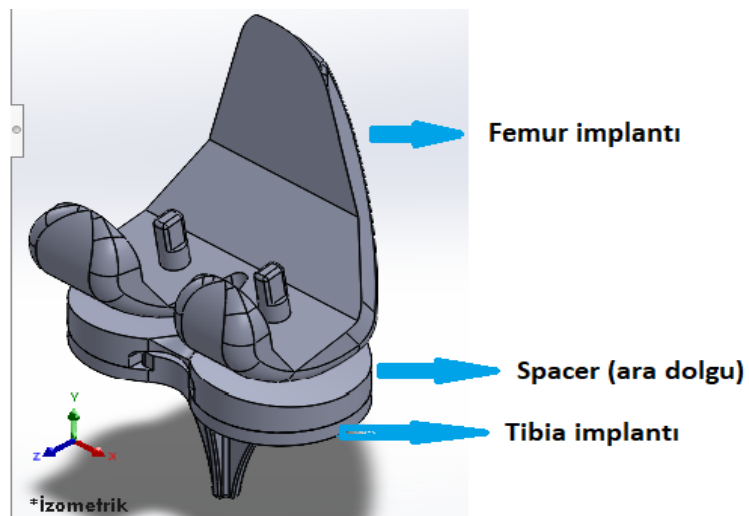
Şekil 3. 5. R-225 modeli spacer parçası a) medial, b)lateral.

R-200 isimli modelin yapısı bakımından spacer (ara dolgu) implantının medial ve lateral bölgelerinde oluşan farkın tasarımda medial için ölçüleri şekil 3.6'da gösterilmektedir. Medial için 200 mm ve lateral 197.5 mm ölçülerinde tasarlanmıştır.



Şekil 3. 6. R-200 modeli için spacer çizimi a) medial, b) lateral.

Bu çalışma da farklı medial ve lateral yarıçap ölçülerine sahip spacer (ara dolgu) parçası için yüzeylerine uygun femur ve tibia implantlarının olduğu toplamda üç farklı ölçüye sahip toplam diz implantı modeli çizilmiş ve oluşturulmuştur (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Toplam diz implantı parçaları montajlanmış son hali.

3.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Mühendislikte bir problemi çözmenin yolları analitik, deneysel ve sayısal yöntemdir. Analitik yöntem ve deneysel yöntemle çözümü epeyce karmaşık ve zor olan problemler sayısal yöntemlerle çözülmektedir [54]. Sonlu elemanlar analizi, bir sayısal analiz metodudur.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) ilk kez 1940'lı yıllarda ortaya çıkmıştır ve 1956'da yayınlanan makalede sunularak sonraki yıllarda geliştirilmiştir. 1950'ler de ilk kez uçak modellenmesinde gerilme analizinde kullanılmıştır [55]. Sonlu elemanlar analizi problemin yaklaşık çözümünü vermektedir. Bu kısmı diferansiyel denklemlerin reel sonucunu elde edebilmek için sayısal bir yaklaşımdır. Bu karmaşık ve zor bir problemin basit parçalar şeklinde bölünerek analizlerinin yapılması temeline dayanır. SEA yöntemiyle daha kısa sürede birçok analiz yapma olanağı sağlanacağı gibi analizler için maliyetler de oldukça düşürülmüş olmaktadır. Birçok alan ve uygulama da kullanılan SEA temelde mekaniğin, makine mühendisliğinin çatısı altında ve alt dallarındaki uzmanlık bölümlerinin çalışmalarına ışık tutmaktadır. Tıpta (ortopedi ve her türlü tıbbi cihaz tasarımında), mühendisliğin çeşitli alanlarında (inşaat başta olmak üzere, elektrik, makine uçak, hidrodinamik gibi) kullanılmaktadır. Analizi yapılmak istenen deney parçasının katı modeli oluşturulur veya görüntüleme teknikleri MR (manyetik rezons), bilgisayarlı tomografi ile elde edilen görüntüsünün bilgileri 2D ya da 3D olarak bilgisayara aktarımı yapılarak modelleme oluşturulur ve SEA simülasyonu için geliştirilen bilgisayar tabanlı simülasyon ve analiz programlarına aktarılarak sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analizleri gerçekleştirir. Bu analizleri yapmak için modelin geometrik şeklinin yanı sıra malzeme bilgilerini örneğin elastik bölgede yapılacak bir analiz için Poisson oranı ve elastisite modülü bilgisayar programına tanımlanır. Daha sonra sınır şartları tanımlanır ve analiz yapıldıktan sonra istenilen sonuçlar görüntülenebilir.

Bu çalışma da sonlu elemanlar analizi için kullanılan modeller Solidworks-2022 programında tasarlanmıştır. Sonlu elemanlar analizleri is ANSYS programında gerçekleştirilmiştir.

3.3.1. Modellerin Malzeme Özellikleri

Bu total diz implantında malzeme seçiminin etkisini incelemek için tibia ve femur parçaları Ti-6A1-4V ve paslanmaz çelik olarak iki farklı malzeme denenmiştir. Space parçası için UHMWPE'nin üç farklı elastik modülü seçilmiştir. Böylece geometrik parametreler ve parçaların malzeme özellikleri kombinasyonunda toplam on sekiz (18) model sonlu elemanlar analizi için elde edilmiştir.

İmplantlar için kullanılan malzemelerin özellikleri elastisite modülü ve Poisson oranları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

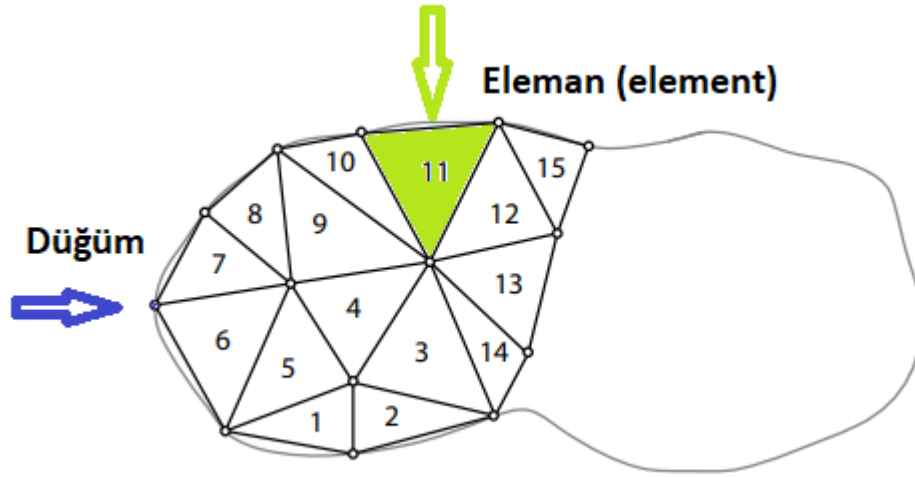
Tablo 3. 1. SEA modelleri için malzeme özellikleri.

Model	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Ti-6A1-4V	110000	0,36 [14] [56]
Paslanmaz Çelik	200000	0,3 [57]
UHMWPE	300-900	0,46 [58]

Bu çalışmada toplam on sekiz (18) model elde edilmiştir. Modeller spacer parçasının eğrisinin yarıçapı, tibia ve femur parçalarının malzemesi ve spacer parçasının elastik modülüne göre R-200-Ti-S3, R-200-Ti-S6, R-200-Ti-S9, R-225-Ti-S3, R-225-Ti-S6, R-225-Ti-S9, R-250-Ti-S3, R-250-Ti-S6 R-250-Ti-S9, R-200-St-S3, R-200-St-S6, R-200-St-S9, R-225-St-S3, R-225-St-S6, R-225-St-S9, R-250-St-S3, R-250-St-S6 ve R-250-St-S9 olarak isimlendirilmiştir. Örneğin, R-225-Ti-S9 modeli spacer eğrisinin yarıçapı 225 mm, tibia ve femur parçalarının Ti-6A1-4V malzemesinden ve spacer parçasının elastik modülünün 0.9 GPa olduğunu gösterirken R-250-St-S3 modeli spacer eğrisinin yarıçapı 250 mm, tibia ve femur parçalarının paslanmaz çelik malzemesinden ve spacer parçasının elastik modülünün 0.3 GPa olduğunu göstermektedir.

3.3.2. Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü

Sonlu elemanlar analizi yapılırken modelin bütünü parçalara ayrılır, ayrılan parçalar temel elemanlardır (element). Bu yapılan ayırma, parçalama işlemine mesh (ağ örgüsü) denir. Her elementin (elemanların) köşesinde node denilen düğümler bulunur (Şekil 3.8). Yapılan hesaplamalar düğümlerin deplasmanları üzerinde oluşan denklemlerin çözülmesiyle gerçekleşir. Eleman boyutu küçültülerek doğruluğu daha yüksek analizler gerçekleştirilmesi sağlanır. Fakat eleman boyutunu küçültmek analizin sonuç süresini uzatmaktadır ki bu da daha güçlü bilgisayarlar gerektirecektir.



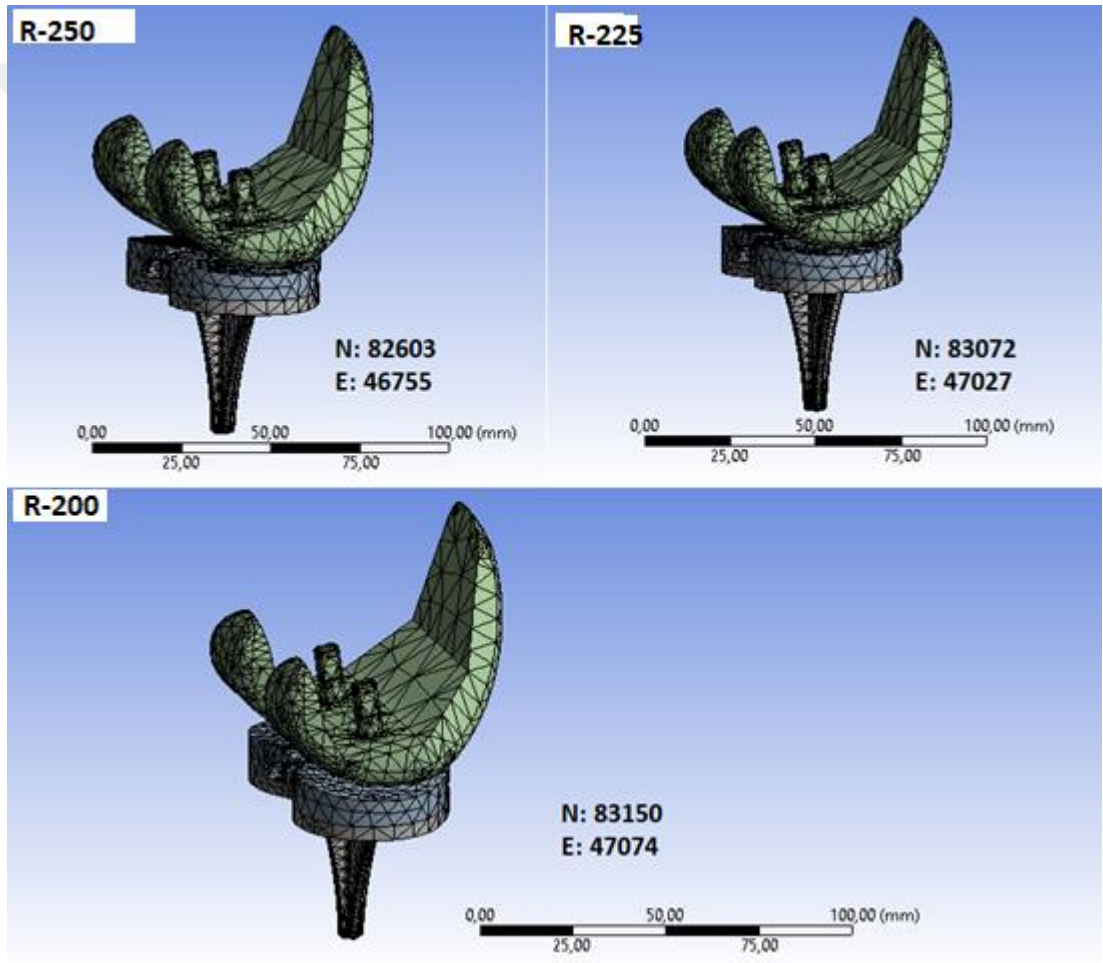
Şekil 3. 8. Sonlu elemanlar modeli örneği düğüm noktası ve elemanlar [59].

Bu çalışmada, ağ bağımsızlığı sağlamak amacıyla birçok mesh ve analizler yapılmıştır. Gerilme ve deformasyon sonuçlar eleman boyutuna bağımsız hale gelene kadar sürekli elementler küçültülmüştür. Tablo 3.2.'de görülen tüm modellerin ağ örgülerinin düğüm ve eleman sayısı gösterilmektedir. Bu çalışmada tetrahedral element tipi seçilmiştir.

Tablo 3.2.

Tablo 3. 2. Sonlu Elemanlar Analizi tasarımlarının ağ örgülerinin düğüm sayıları ve elemanları.

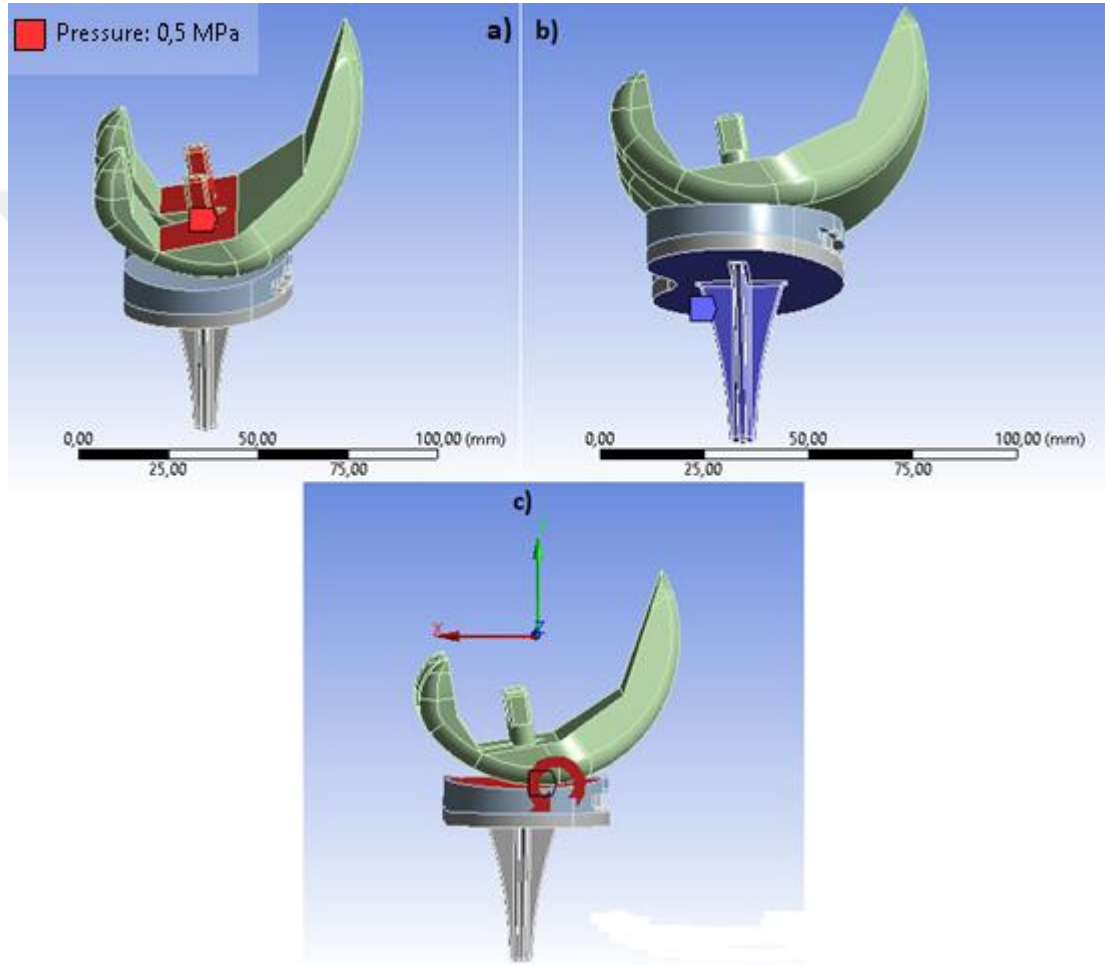
Model	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
R-250	46755	82603
R-225	47027	83072
R-200	47074	83150



Şekil 3. 9. Toplam diz implantlarının ağ örgüleri R-250, R-225 ve R-200.

3.3.3. Sınır Şartları

Bu tez çalışmasında diz eklemi üzerine gelen yük 1500N olarak alınmıştır [68]. Bu yük dizin tam orta noktasına femura implante edilmiş yüzeye uygulanmıştır. Fleksiyon (kırılma, bükülme) – ekstansiyon (esneme, uzama) simülasyonu yapılmıştır. Ayrıca tibia alt yüzeyinden sabitlenmiştir [60].



Şekil 3. 10. R-250 modeli için a) basınç, b) sabitlenmiş destek, c) hareket yapılacak eksen (rotasyon, fleksiyon-ekstansiyon).

3.3.4. Deformasyon (Şekil Değiştirme)

Mukavemet, cisimlerin uygulanan kuvvet ya da moment yükleri altında meydana gelen gerilmeleri incelemektedir. Mukavemet, dayanıklılığı ve direnci simgelemektedir. Cisim üzerine uygulanan yükün çeşidine göre malzemede oluşan

özelliğini sembol etmektedir. Dolayısıyla B noktasının bulunduğu noktaya elastik sınırı (akma dayanımı) denir. C noktası akma sınırıdır. C noktası öncesi ve B noktası sonrası plastik cisim özelliğini göstermektedir. C noktası sonrası ise cismin maruz kaldığı yük sabit kalsa dahi cismin boyunun uzadığı ve kesitinde incelmeler gözlemlenir. C noktasının bulunduğu noktaya boyun verme denir. Son olarak D noktasına bakıldığında cisimde kopmalar meydana geldiği görülür ve dolayısıyla D noktasına kopma noktası, kırılma noktası denmektedir.

Mukavemet, cismin nasıl bir yüke, baskıya maruz kaldığında kırılacağını bilip ona uygun tasarımlar yapılmasını amaçlamaktadır. Cismin kırılma noktasını bulabilmek için üzerine etki eden yükün tek eksenli mi yoksa çok eksenli mi olduğuna bakmak gerekir. Eğer tek eksenli yüke maruz kalıyorsa basitçe bir deneyle kırılma noktası bulunabilmektedir. Eğer birden fazla eksenli gerilime maruz kalıyorsa bazı hipotezler kullanılarak kırılma noktaları bulunabilir.

Bu hipotezler: gerilme hipotezleri, deformasyon hipotezleri ve enerji hipotezleri olarak gruplandırılır.

- 1) Gerilme hipotezlerinde; gerilme,
- 2) Deformasyon (şekil değiştirme) hipotezinde kırılma; maksimum açı veya maksimum uzama,
- 3) Enerji hipotezinde ise kırılma; şekil değiştirme enerjisine bağlı olarak sınırları geçtiğinde gerçekleşmektedir.

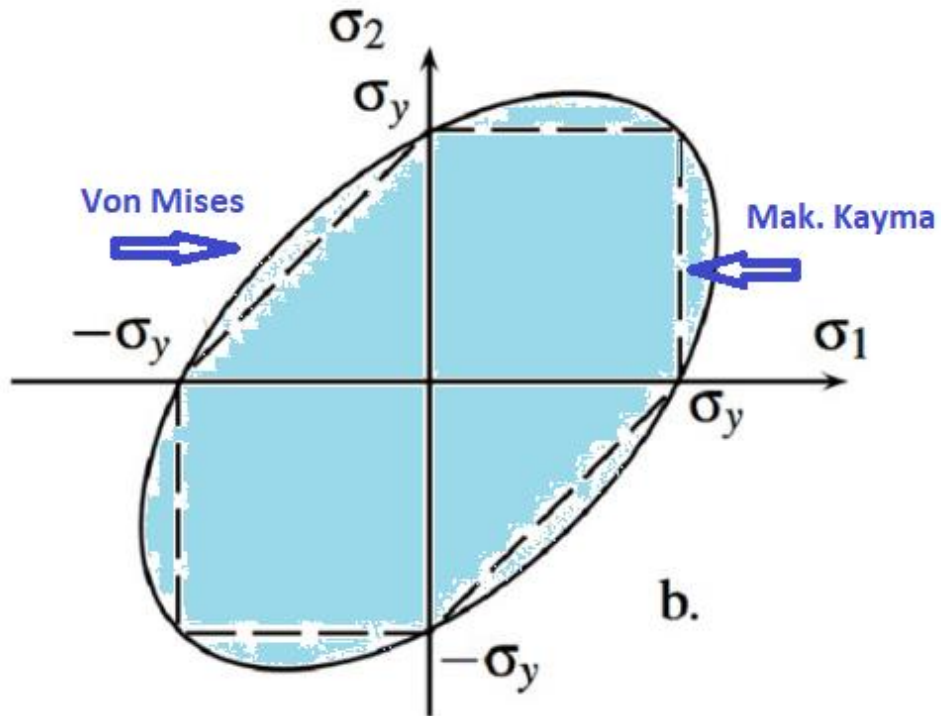
3.3.5. Von Mises Gerilmesi

Termodinamiğin yasalarından ilki olan enerji korunumu yasasında “enerji yoktan var edilemez ve vardan yok edilemez” dolayısıyla enerji form değişebilir birinden bir diğerine dönüşebilir. Dolayısıyla, bir malzeme üstünde mekanik kuvvete maruz kalması durumunda oluşan enerji malzemede depolanır. Bu enerji gerilme enerjisidir. Toplam enerji bir kısmını parçanın hacminde, bir kısmını da şeklin bozulmasında (deviatorik) harcar.

Von mises gerilmesi enerji hipotezlerinden biridir. Parçanın şeklinde oluşan gerilme parametresi ile alakalı, parçanın aktığı ya da akmadığını değerlendirmek için başvuru kriter von Mises gerilmesidir. Genelde von Mises gerilmesi sünek malzemelerden oluşan parçaların analizinde çok başvuru kriterdir [63]. İzotropik parçaların birim hacmine düşen bozulma enerji gerilimi aşağıdaki denklemde gösterilmektedir.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)]}$$

Şekil 3.12’de koordinat sisteminde von Mises kriterinin güvenli alanı gösterilmiştir.



Şekil 3. 12. Von Mises kriteri için güvenli alan [64].

BÖLÜM 4

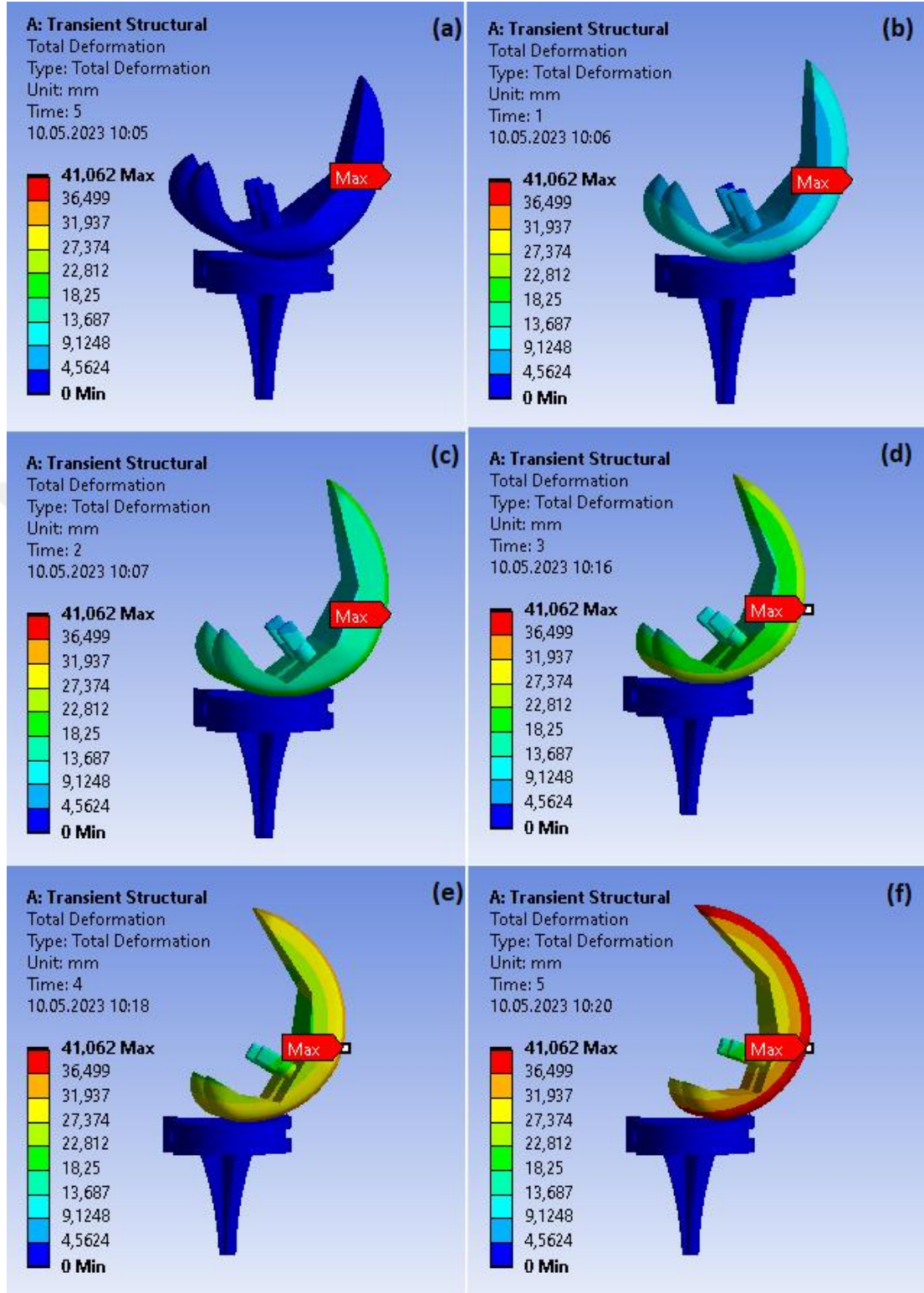
SONUÇLAR VE TARTIŞMA

4.1. TASARLANMIŞ TOPLAM DİZ İMPLANTLARININ ANALİZİ

Toplam diz implantlarının deformasyona karşı oldukça dirençli olması en büyük özelliklerindendir. Eğer deformasyona karşı dirençli özellikte olamaz ise diz eklem boşlukları ve dizde oluşacak kaymalar yine ağrı ve yürüme şikayetlerine yol açabilir. Bu yüzden modellenmiş toplam diz implantları için deformasyonları önemli bir kriterdir. Toplam diz implantları için biyomekanik yükler dolayısıyla ortaya çıkan deformasyon malzeme cinsine ve geometrisine bağlıdır. Deformasyonun yanı sıra toplam diz implantında gerilme değerinin de akma mukavemetinden az olması gerekmektedir. İmplantlarda oluşacak kalıcı deformasyon, kırılma tekrardan cerrahi müdahaleyi gerektireceğinden gerilme değerine ve deformasyon sınırlılığına dikkat edilmelidir. Gerilme değerinin, akma mukavemetini geçip geçmediğini tespit etmek için von Mises gerilmesi hesaplanmaktadır. Bu çalışmada R-250, R-225, R-200 modellerinin tasarımında Ti-6Al-4V, paslanmaz çelik ve UHMWPE malzemeleri seçilmiştir. Toplam diz implantının tüm parçaları için von Mises gerilmesi ve toplam deformasyon hesaplanmıştır. Karşılaştırmaların kolaylık ile yapılması için ortaya çıkan deformasyon ve von Mises gerilmeleri çubuk grafiklerde gösterilmiştir. Ayrıca deformasyon ve von Mises gerilmeler kontur şeklinde de gösterilmiştir.

4.2. TOPLAM DEFORMASYON

Bu çalışma içerisinde toplam diz implantı, spacer ve tibia parçası için üç ayrı tasarım ve altı adımda maruz kaldığı biyomekanik yüke karşı ortaya çıkan toplam deformasyon ayrı ayrı hesaplanmıştır. Şekil 4.1., toplam diz implantının rotasyon esnasında fleksiyon-ekstansiyon hareket açısını ve toplam deformasyonu gösterilmektedir. Altı farklı açısıl formu ile gösterilmiştir.



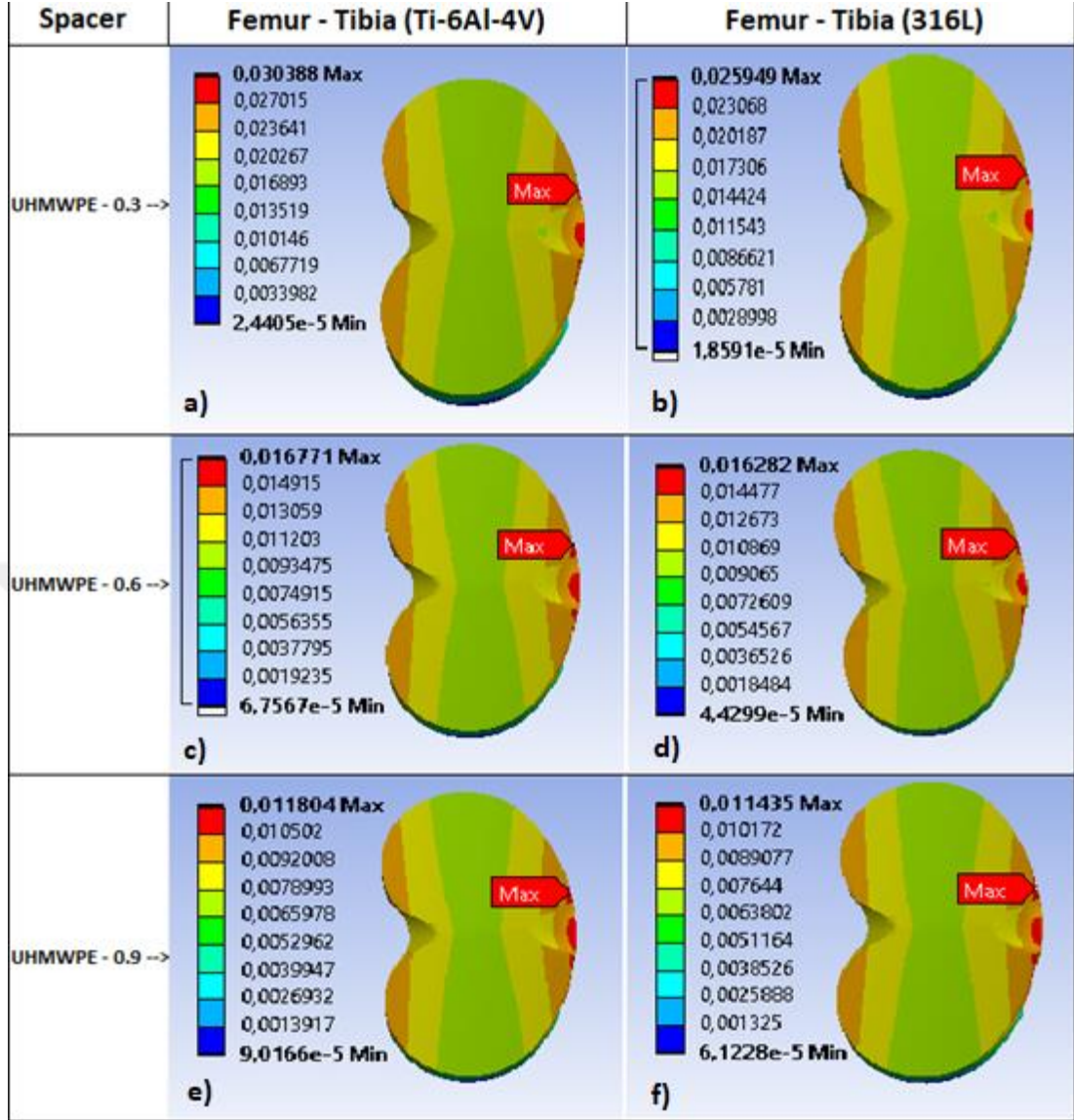
Şekil 4. 1. Toplam diz implantı modelinin diz açısıl hareketinde meydana gelen toplam deformasyonu a) 0°, b) 15°, c) 25°, d) 35°, e) 45°, f) 60° rotasyon hareketleri için hesaplanan toplam deformasyon (mm).

Şekil 4.1.'de görüldüğü gibi toplam diz implantı 60° rotasyon ile fleksiyon hareketinde maksimum deformasyonu hesaplanmış ve 0° pozisyonunda minimum deformasyonu hesaplanmıştır. Şekil 4.1.'de R-250-Ti-S3 modelinin toplam diz implantının toplam deformasyonu gösterilmektedir. Yani, femur ve tibia kemiği malzemesi olarak Ti-6Al-4V titanyum alaşımı, spacer parçası için UHMWPE- 0.3 malzemesi kullanılmıştır. Model olarak R-250 modeli analizi ile deplasmanları hesaplanmış ve Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.

4.2.1. R-200 Modellerde Deformasyon

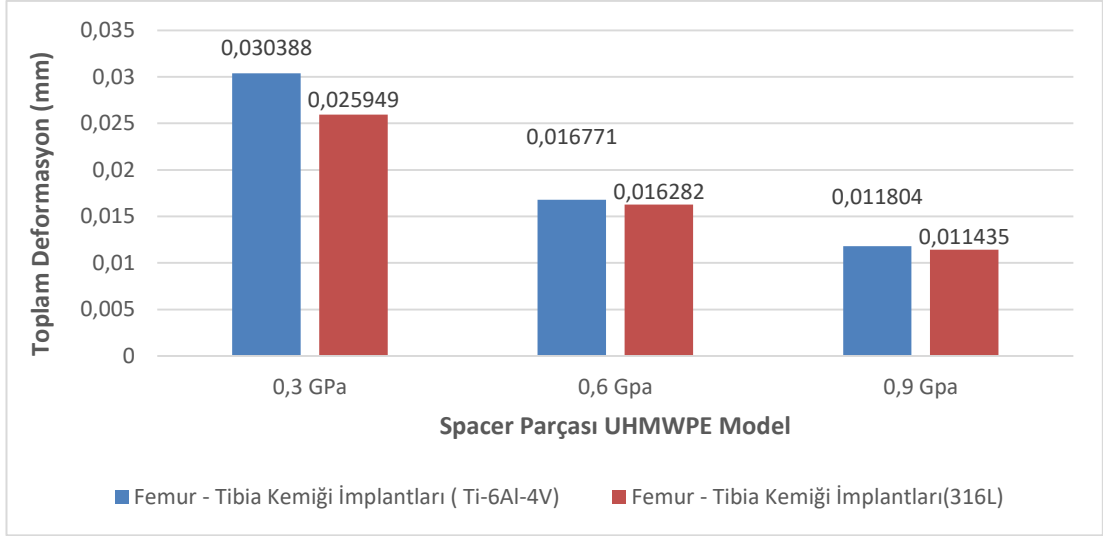
Şekil 4.2. ve şekil 4.3., R-200 modeline ait femur ve tibia kemiğinin titanyum alaşımından (Ti-6Al-4V) ve paslanmaz çelik (316L) malzemelerinden oluşan, spacer (ara dolgu) parçasının UHMWPE – 0.3, 0.6 ve 0.9'dan oluşan 0° - 60° aralığında rotasyon hareketi sonucu spacer ve tibia kemiği deplasmanları altı farklı toplam deformasyon konturu gösterilmektedir.

Şekil 4.2'de R-200 modelinin spacer parçasının hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde kullanılan malzeme femur kemiği ve tibia kemiği için hem titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) hem de paslanmaz çelik (316L) kullanılmıştır. Spacer parçası için UHMWPE polietilen malzemesinin 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa üç formu da kullanılmıştır. Toplamda altı farklı analiz sonucu vardır ve spacer parçasının deformasyonuna etkileri hesaplanmış ve gösterilmiştir.



Şekil 4. 2. R-200 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

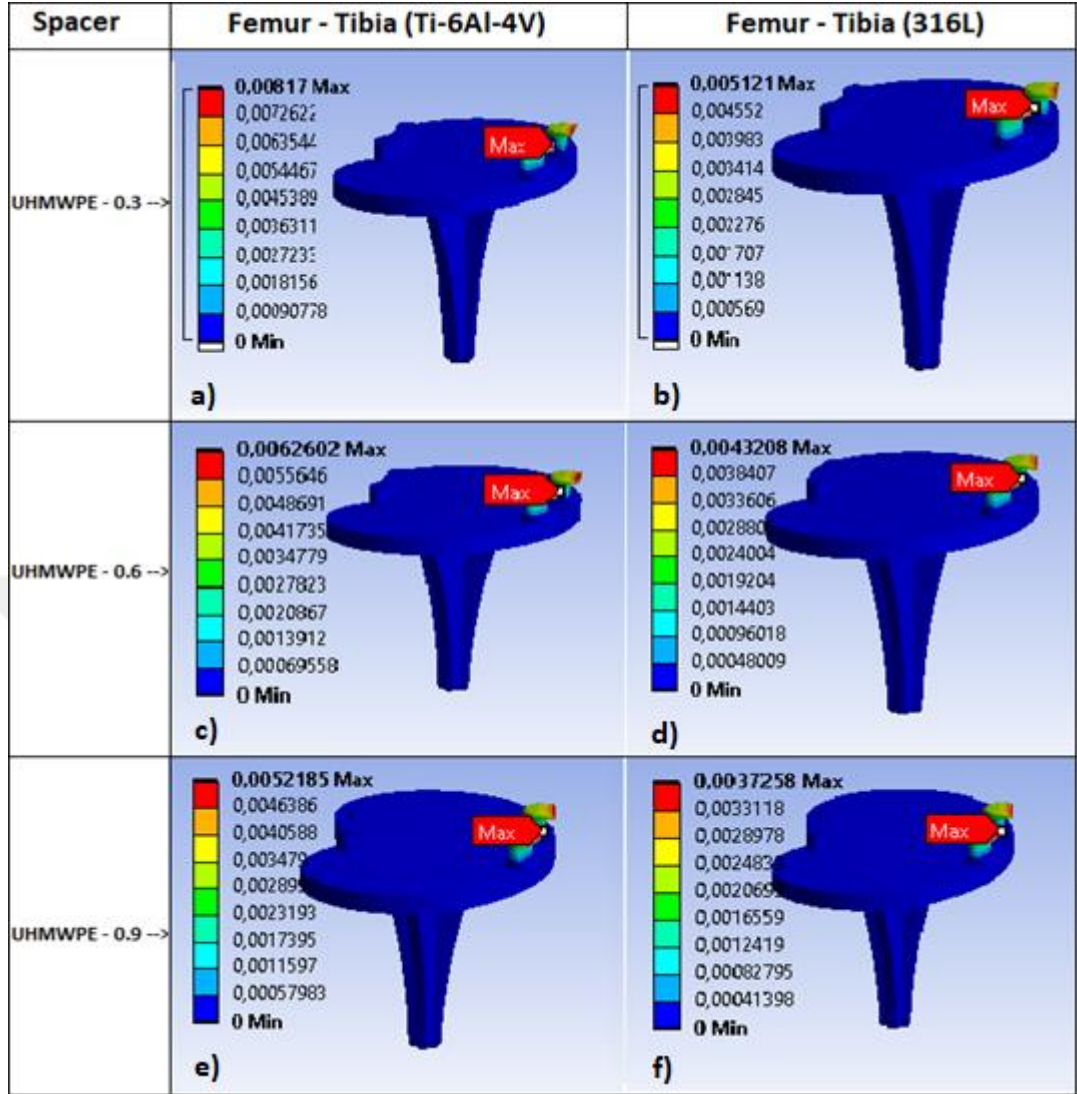
Şekil 4.3., R-200 modele ait spacer parçası için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.



Şekil 4. 3. Altı farklı kombinasyonlu Femur ve tibia kemikleri implantı için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

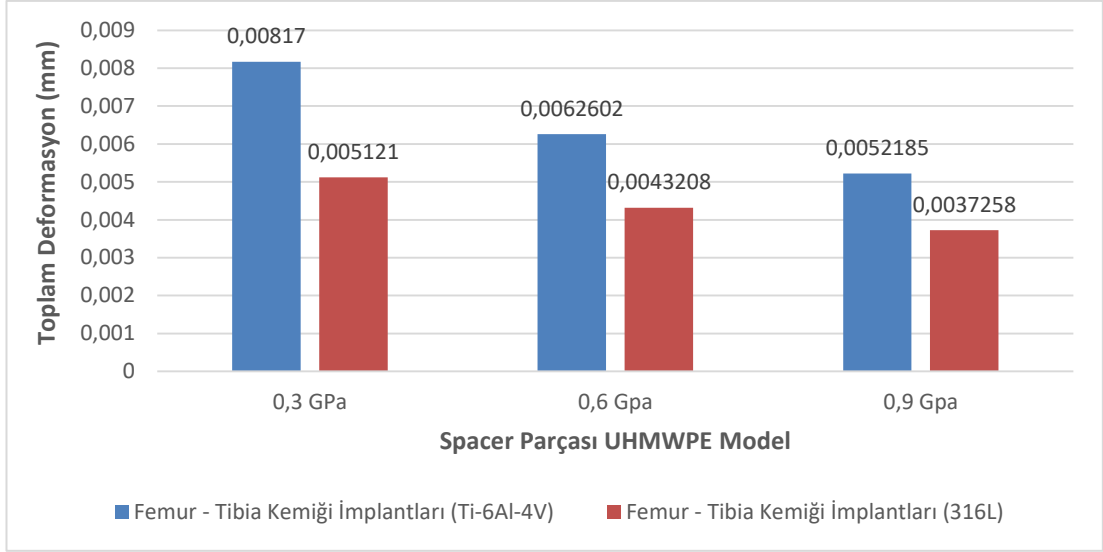
Şekil 4.3’ de görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemik implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-200-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemik implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-200-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

Şekil 4.4.’de R-200 modeli için tibia kemik deplasmanı hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde femur ve tibia kemik için hem titanyum alaşımı hem de paslanmaz çelik tercih edilmiştir. Spacer parçası için ise UHMWPE polietilenin üç formu da 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa kullanılmıştır ve tibia kemiğinde oluşan deformasyon hesaplanmış ve gösterilmektedir.



Şekil 4. 4. R-200 modeli için hesaplanmış tibia kemiği deformasyonu a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

Şekil 4.5’da, R-200 modele ait tibia kemiği implantı için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.

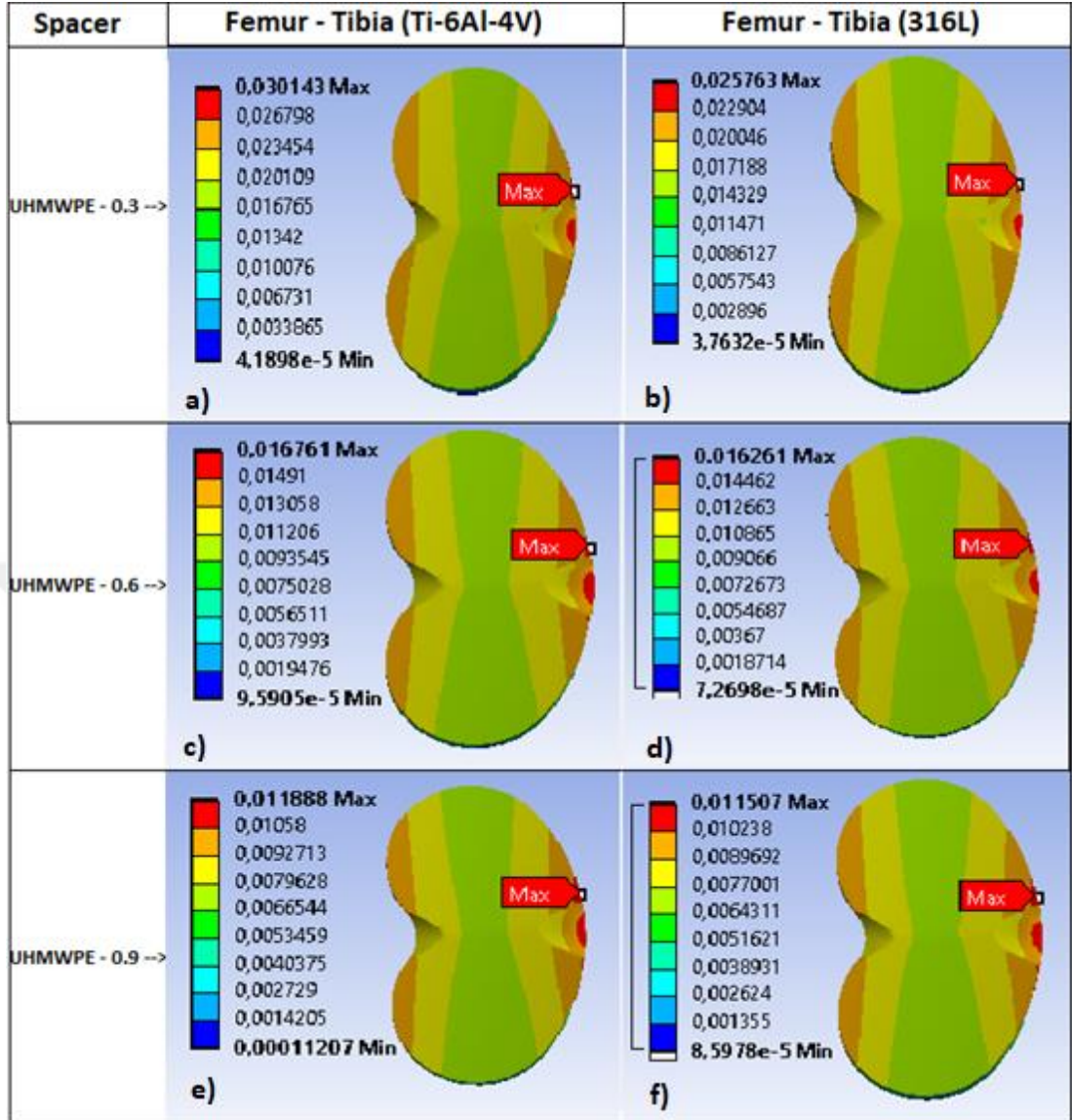


Şekil 4. 5. Altı farklı kombinasyonlu Femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-200 tibia implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

Şekil 4.5’ de görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-200-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-200-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

4.2.2. R-225 Modellerde Deformasyon

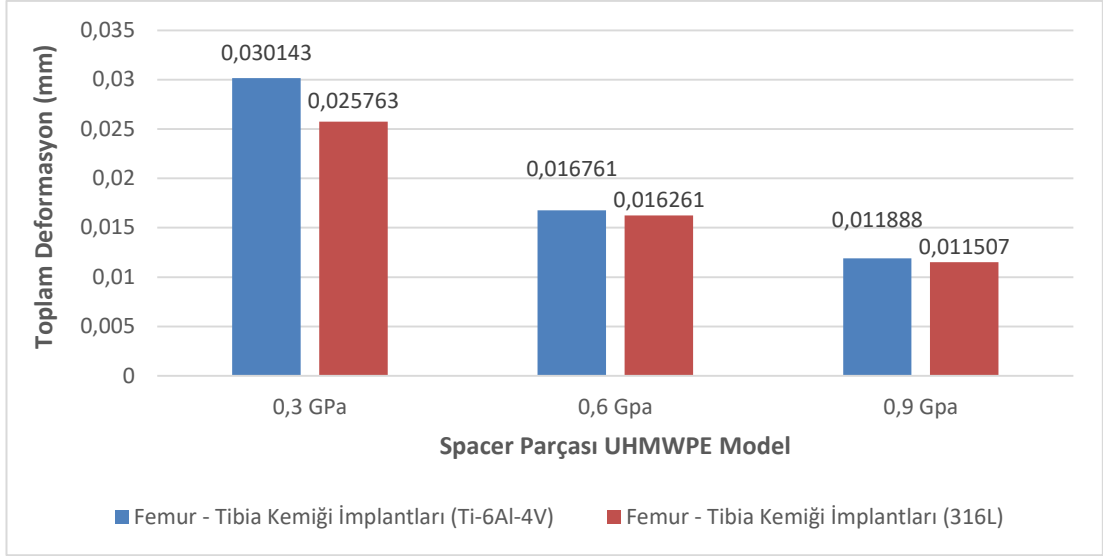
Şekil 4.6’de R-225 modelinin spacer parçasının hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde kullanılan malzeme femur kemiği ve tibia kemiği için hem titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) hem de paslanmaz çelik (316L) kullanılmıştır. Spacer parçası için UHMWPE polietilen malzemesinin 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa üç formu da kullanılmıştır. 0°- 60° aralığında rotasyon hareketi ile toplamda altı farklı analiz sonucu vardır ve spacer parçasının deformasyonuna etkileri hesaplanmış ve gösterilmiştir.



Şekil 4. 6. R-225 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu

a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

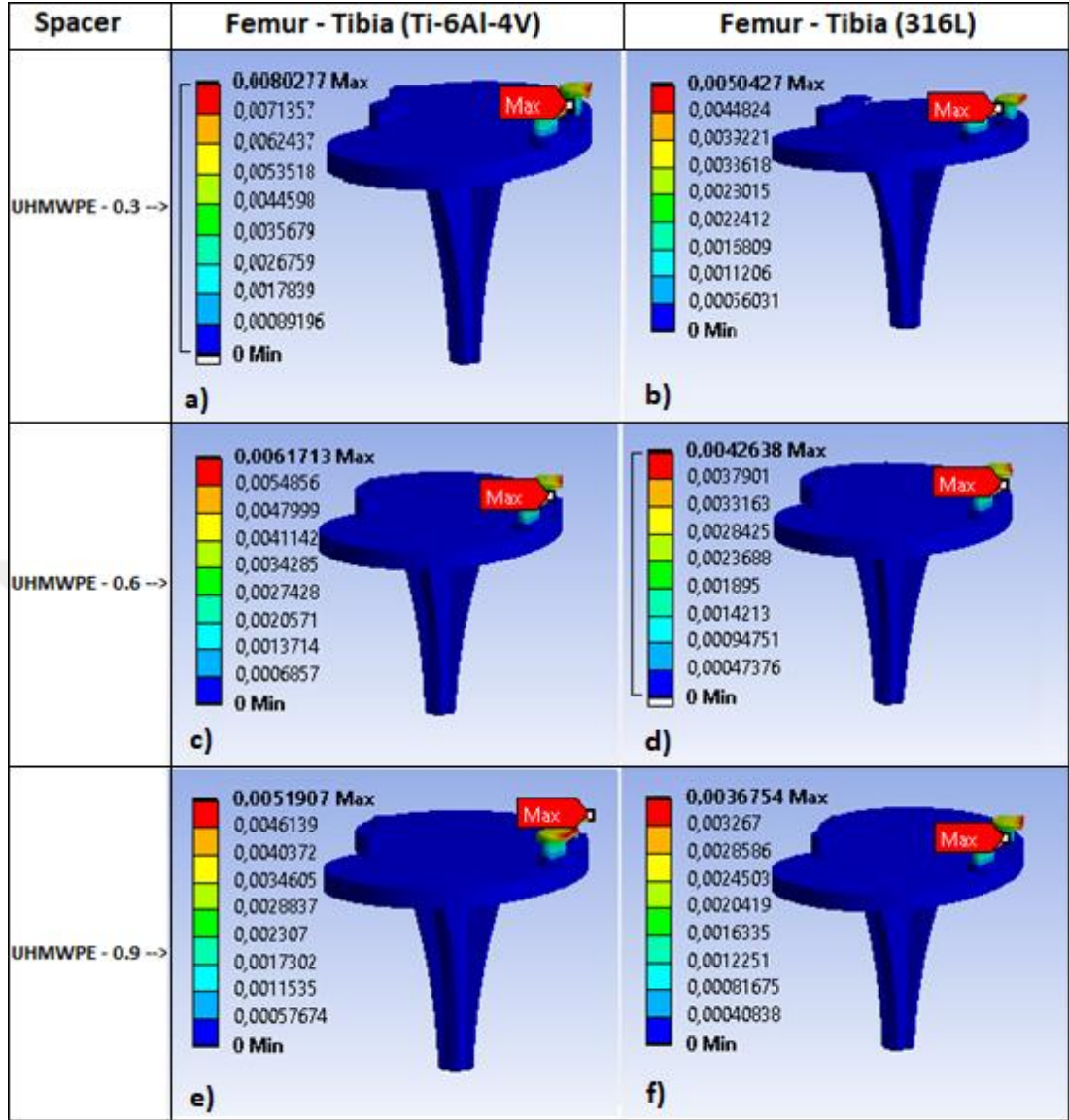
Şekil 4.7’de, R-225 modele ait spacer parçası için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.



Şekil 4. 7. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

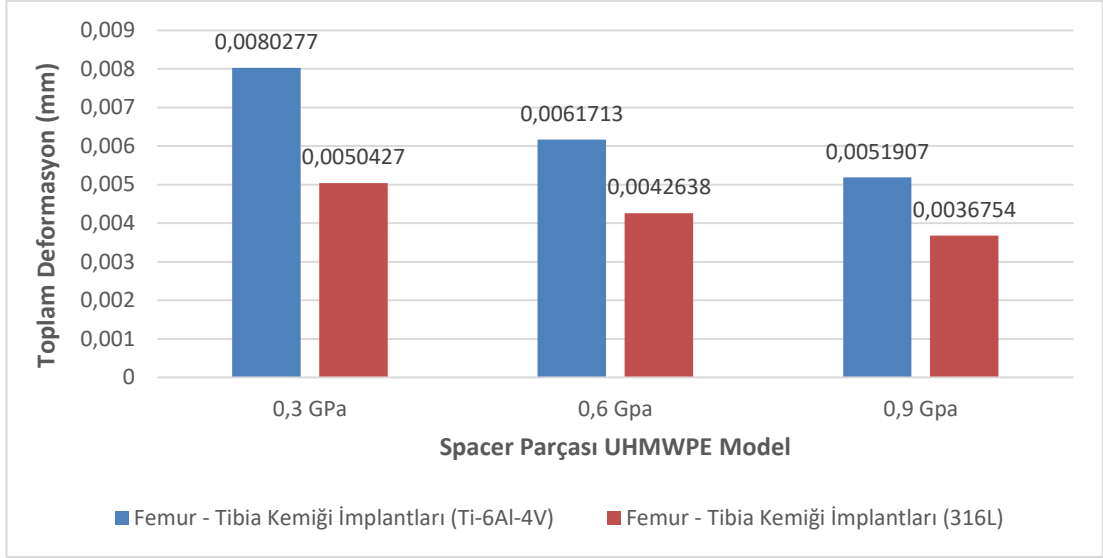
Şekil 4.7' de görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-225-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-225-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

Şekil 4.8.'de R-225 modeli için tibia kemiği deplasmanı hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde femur ve tibia kemiği için hem titanyum alaşımı hem de paslanmaz çelik tercih edilmiştir. Spacer parçası için ise UHMWPE polietilenin üç formu da 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa kullanılmıştır ve tibia kemiğinde oluşan deformasyon hesaplanmış ve gösterilmektedir.



Şekil 4. 8. R-225 modeli için hesaplanmış tibia kemiği implantının deformasyonu a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

Şekil 4.9’da R-225 modele ait tibia kemiği implantı için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.

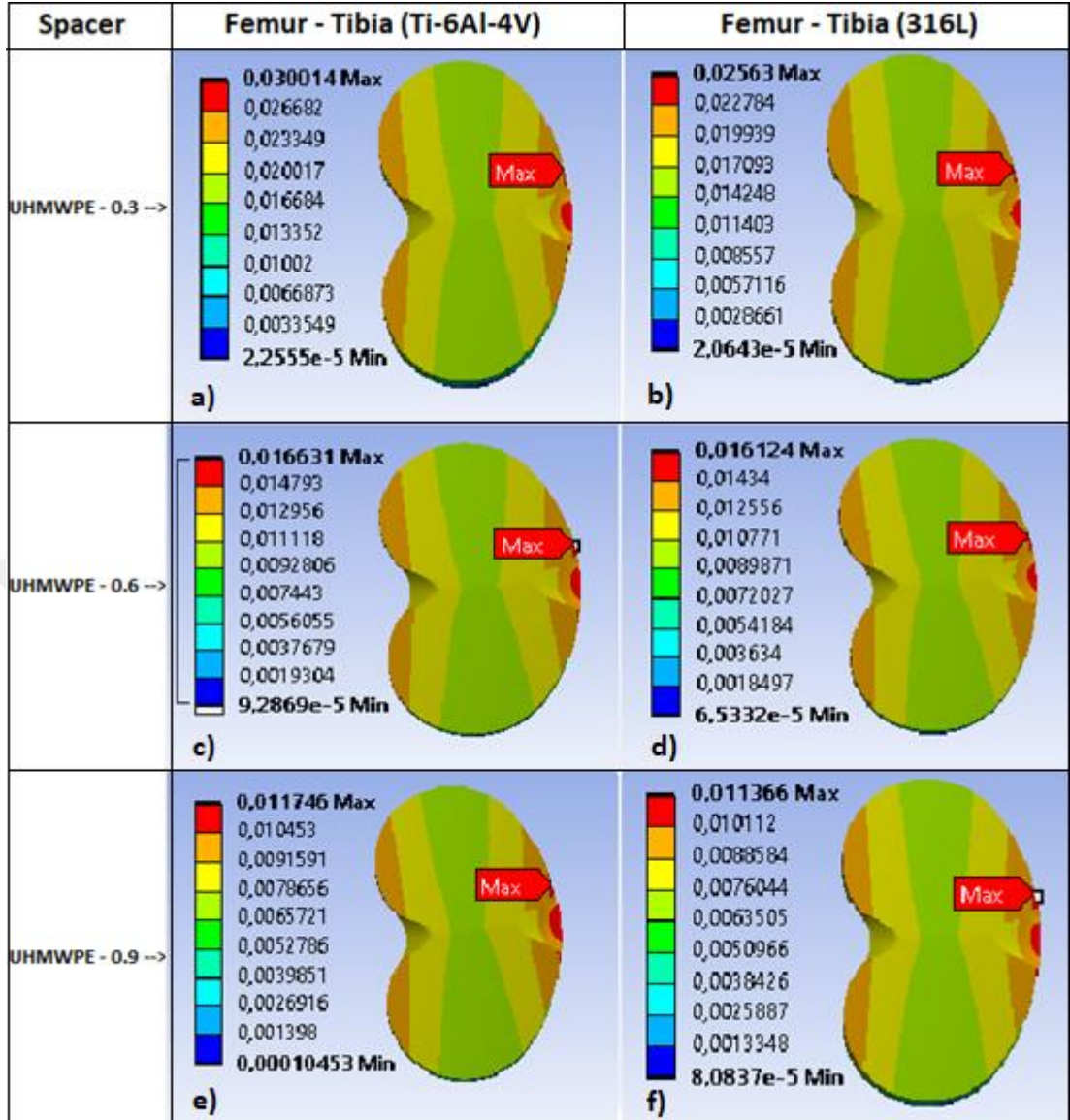


Şekil 4. 9. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-225 tibia kemiği implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

Şekil 4.9’ da görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-225-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-225-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

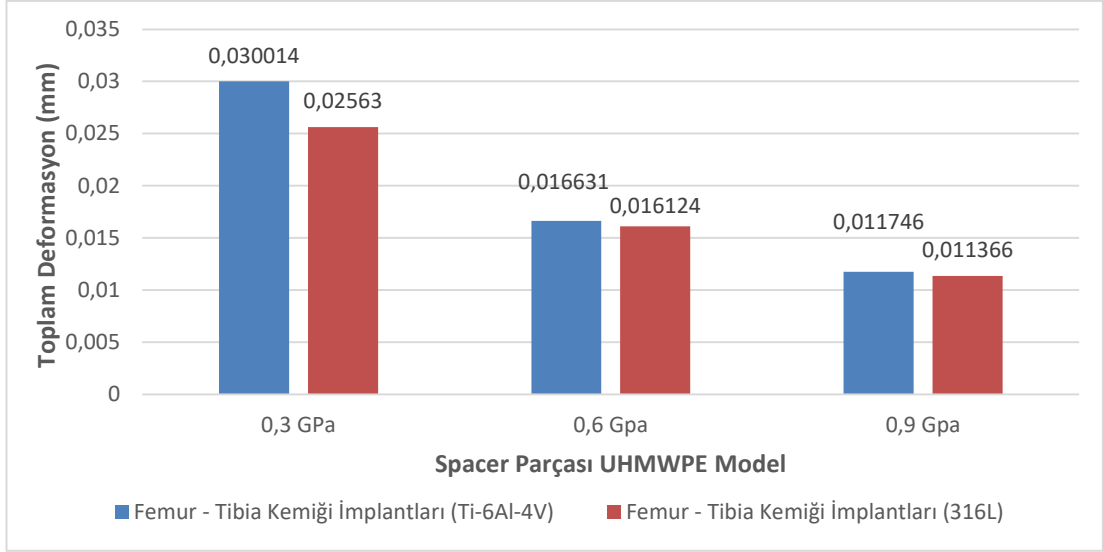
4.2.3 R-250 Modellerde Deformasyon

Şekil 4.10’da R-250 modelinin spacer parçasının hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde kullanılan malzeme femur kemiği ve tibia kemiği için hem titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) hem de paslanmaz çelik (316L) kullanılmıştır. Spacer parçası için UHMWPE polietilen malzemesinin 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa üç formu da kullanılmıştır. 0°- 60° aralığında rotasyon hareketi ile toplamda altı farklı analiz sonucu vardır ve spacer parçasının deformasyonuna etkileri hesaplanmış ve gösterilmiştir.



Şekil 4. 10. R-250 modeli için hesaplanmış spacer parçası deformasyonu a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

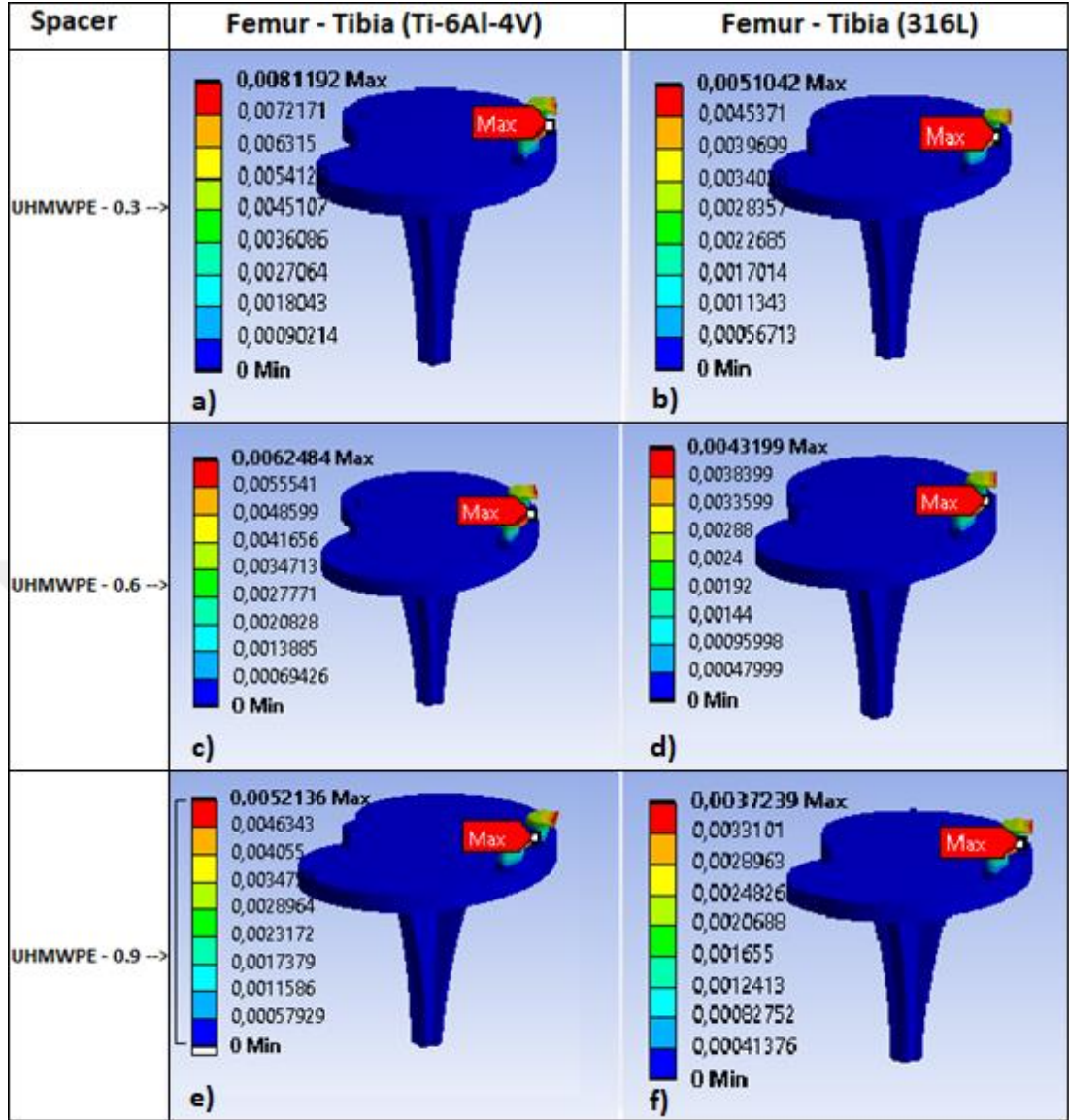
Şekil 4.11’de, R-250 modeline ait spacer parçası için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.



Şekil 4. 11. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-250 spacer parçasının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

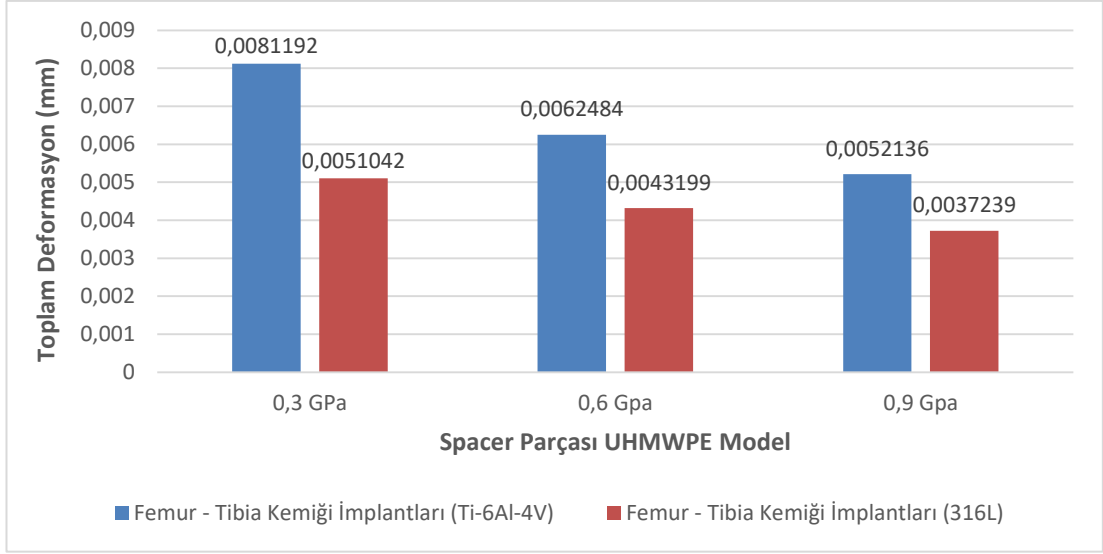
Şekil 4.11' de görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-250-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-250-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

Şekil 4.12.'de R-250 modeli için tibia kemiği deplasmanı hesaplanmış deformasyon sonuçları gösterilmektedir. Modelde femur ve tibia kemiği için hem titanyum alaşımı hem de paslanmaz çelik tercih edilmiştir. Spacer parçası için ise UHMWPE polietilenin üç formu da 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa kullanılmıştır ve tibia kemiğinde oluşan deformasyon hesaplanmış ve gösterilmektedir.



Şekil 4. 12. R-250 modeli için hesaplanmış tibia kemiği implantının deformasyonu a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 modelleri ile fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında oluşan maksimum deformasyonu hesaplanmıştır (mm).

Şekil 4.13’de, R-250 modeline ait tibia kemiği implantı için, altı farklı toplam diz implantı malzeme seçiminden meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.



Şekil 4. 13. Altı farklı kombinasyonlu femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 tibia kemiği implantının tüm modelleri için toplam deformasyonu.

Şekil 4.13' de görüldüğü gibi en büyük deformasyon spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise Ti-6Al-4V malzemesinden seçilen (R-250-Ti-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük deformasyonun ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için 316L malzemesinden oluşan (R-250-St-S9) model en küçük deformasyonu göstererek farklı davranmışlardır.

4.3. VON MİSES GERİLMESİ

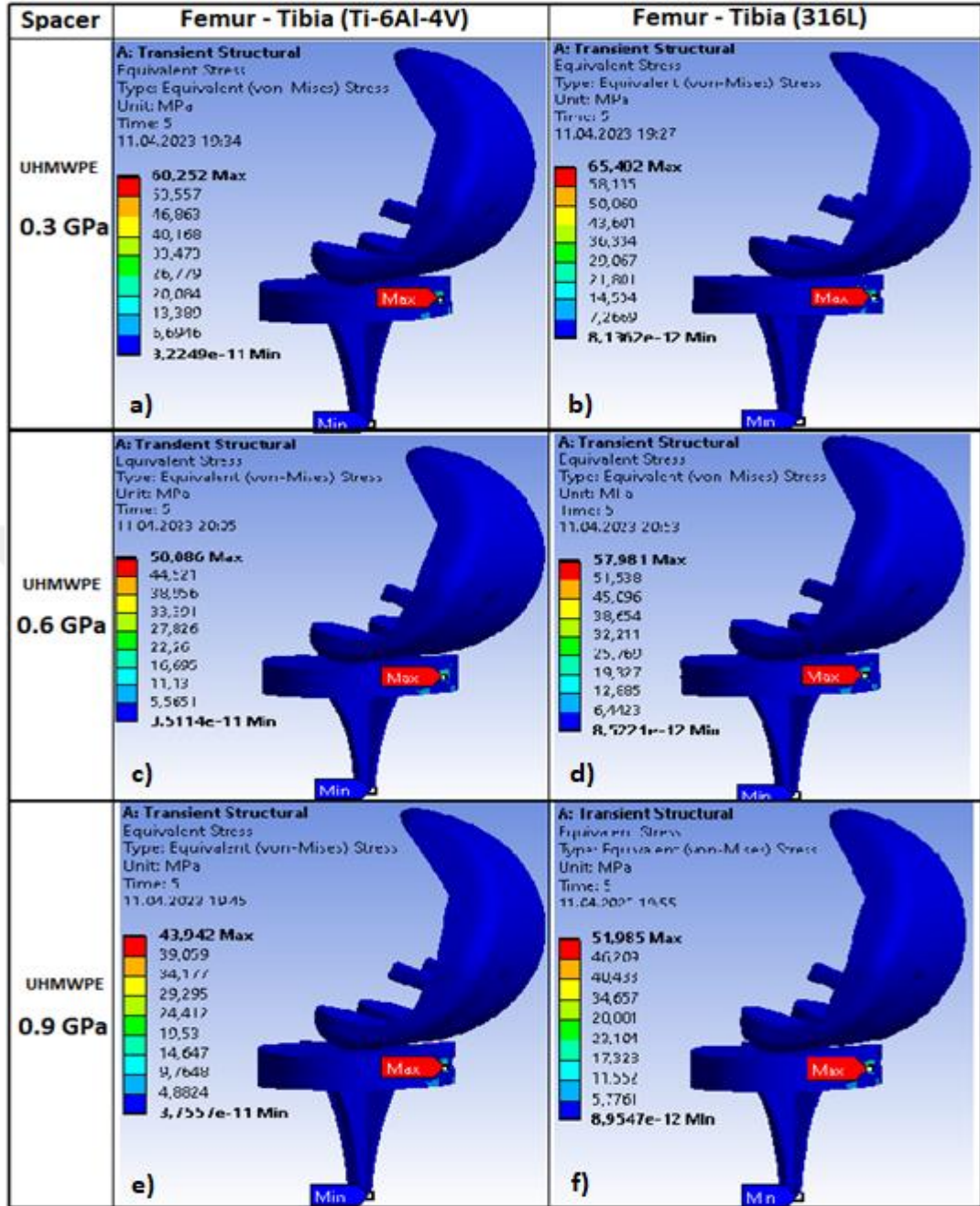
Toplam diz implantı tüm işlevini yerine getirip getirmediğini anlamak açısından implant dayanıklılığı önemli bir yere sahiptir. Toplam diz implantı her bir unsuru karmaşık geometriye sahip oldukları için akma dayanımlarını analiz edebilmek için von Mises gerilmesinden yararlanılmıştır. Çünkü başka diğer mühendislik uygulamalarında da eğer karmaşık bir yapıya sahip model var ise von Mises gerilmesi kullanılır. Tüm gerilmelerin bir arada hesaplanması gerilme yığını anlamamıza olanak sağlar. Femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V ve paslanmaz çelik (316L) malzemeleri kullanılmış, spacer (ara dolgu) parçası için UHMWPE'nin 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa üç formu da malzeme olarak

kullanılmıştır. Toplam diz implantının toplam von Mises gerilmeleri ve toplam diz implantı içeriğindeki her bir implant (femur kemiği implantı, tibia kemiği implantı ve spacer parçası) parçalarının von Mises gerilmeleri hesaplanmış ve sütun grafiğinde gösterilmiştir. Hesaplanan von Mises gerilmelerinin karşılaştırmaları da yapılmıştır.

4.3.1 R-200 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi

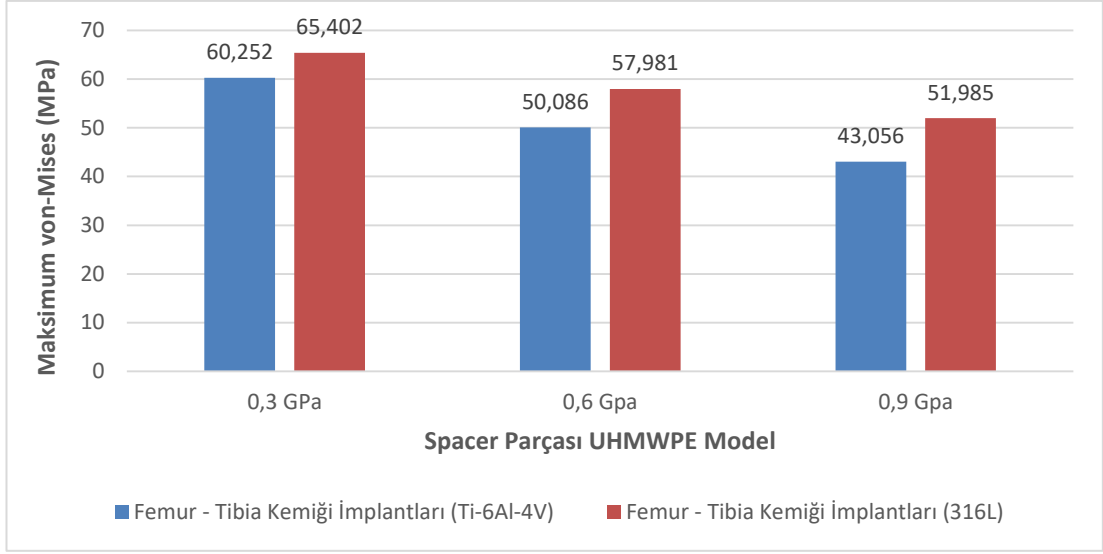
Şekil 4.14, R-200 modeline ait toplam diz implantının altı farklı toplam von Mises gerilimi gösterilmektedir.





Şekil 4. 14. R-200 modeli toplam diz implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.15’de, R-200 modeline ait toplam diz implantları için, altı farklı von Mises gerilmesi gösterilmektedir.

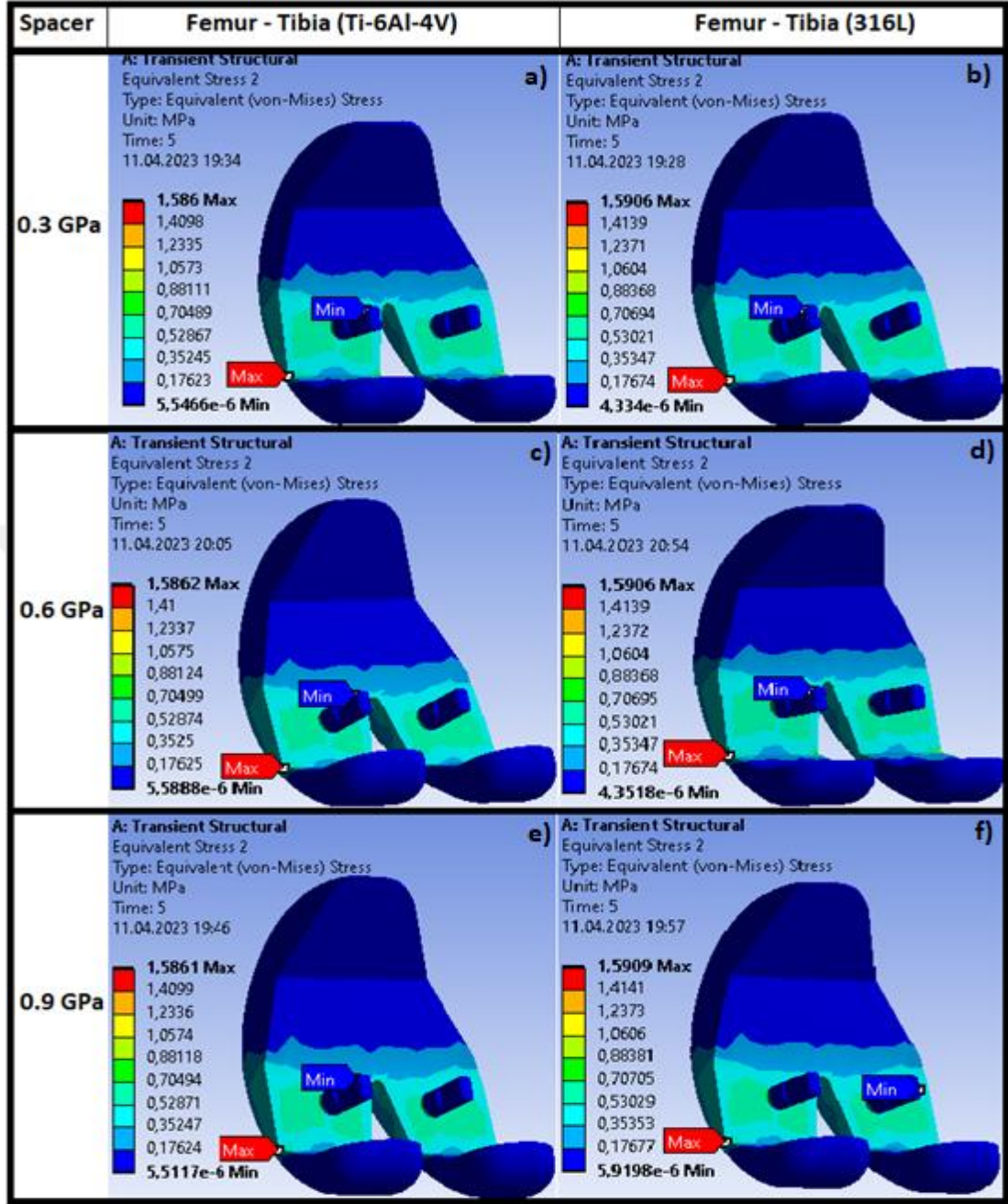


Şekil 4. 15. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-200 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.15’ de görüldüğü gibi maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-200-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-200-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

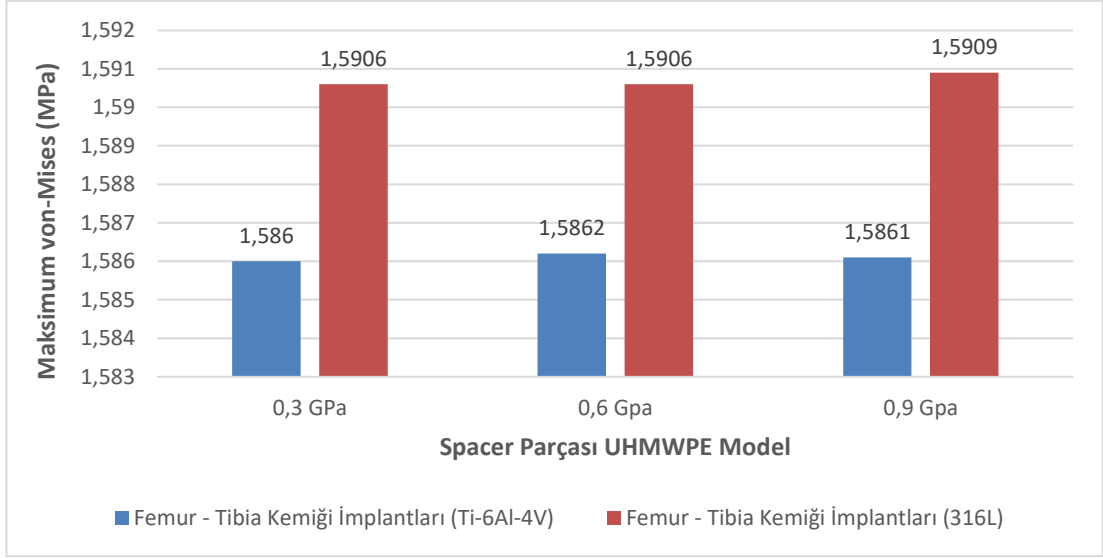
4.3.2 R-200 Modellerde Femur Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.16, R-200 modeline ait femur kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 16. R-200 modeli femur kemiği implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.17’de, R-200 modeline ait femur kemiği implantları için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

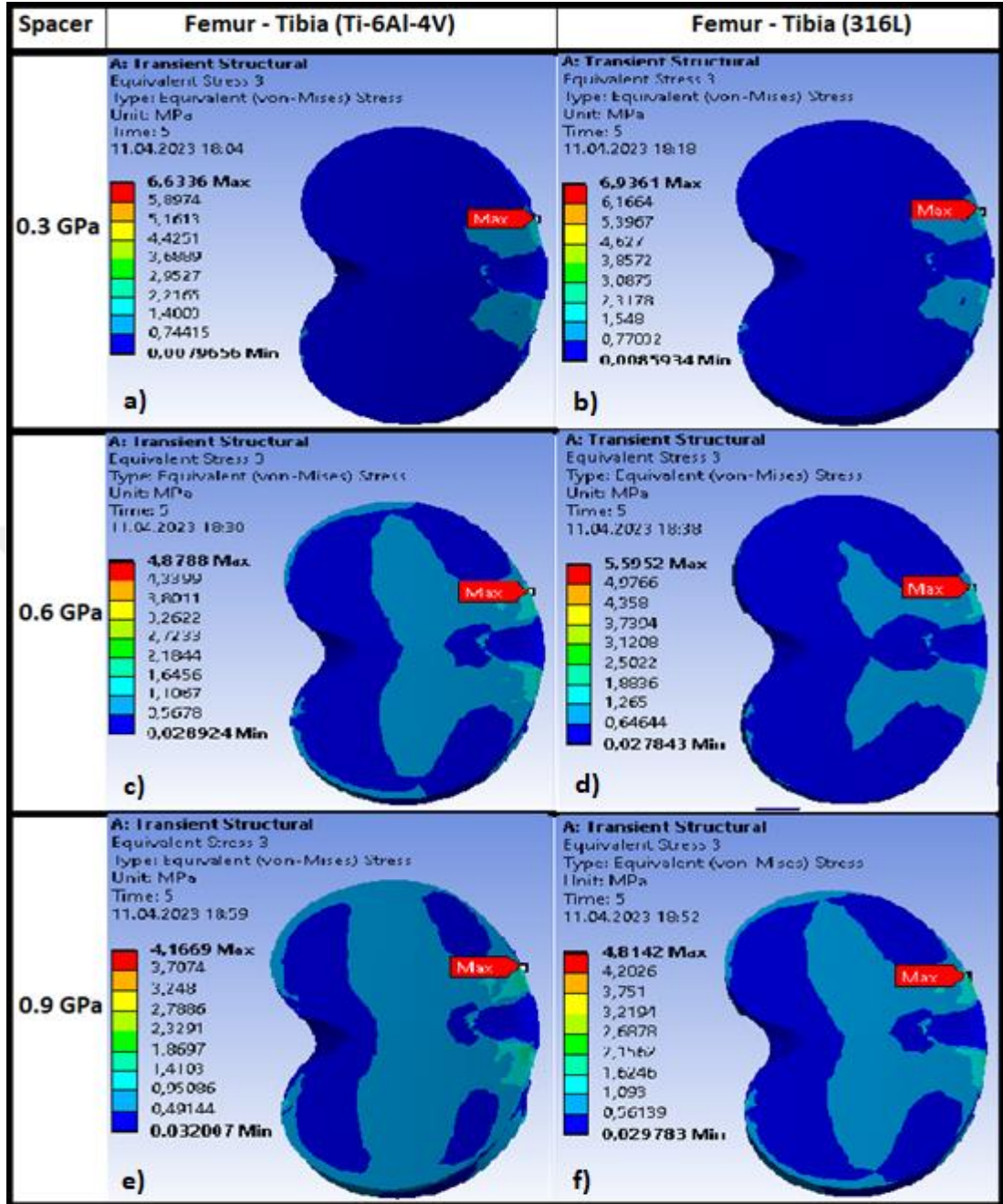


Şekil 4. 17. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.17’de görüldüğü gibi maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.9 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-200-St-S9) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.3 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-200-Ti-S3) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

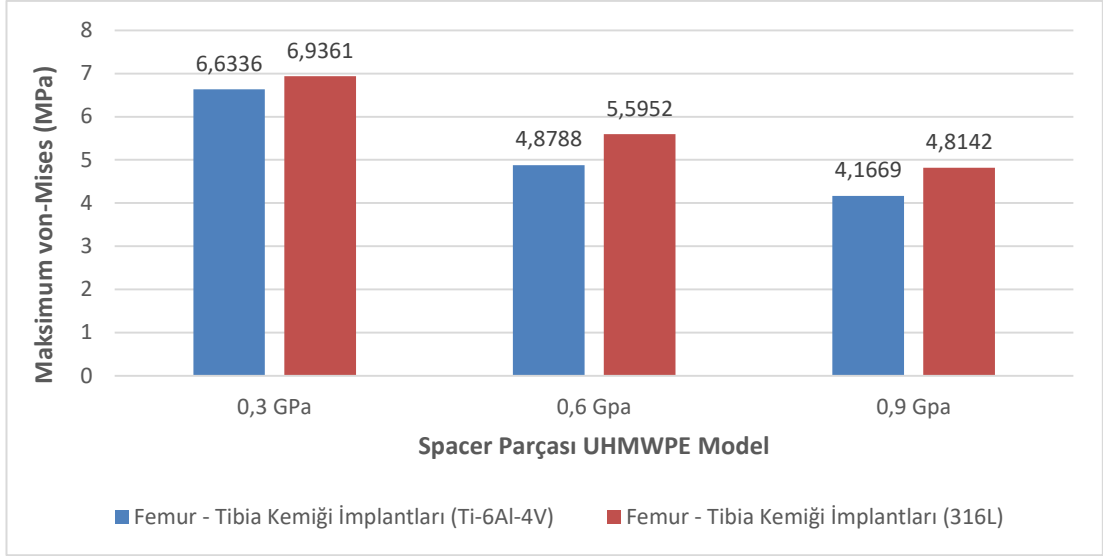
4.3.3 R-200 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.18, R-200 modeline ait spacer parçasının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 18. R-200 modeli spacer parçasının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.19’da, R-200 modeline ait spacer parçası için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

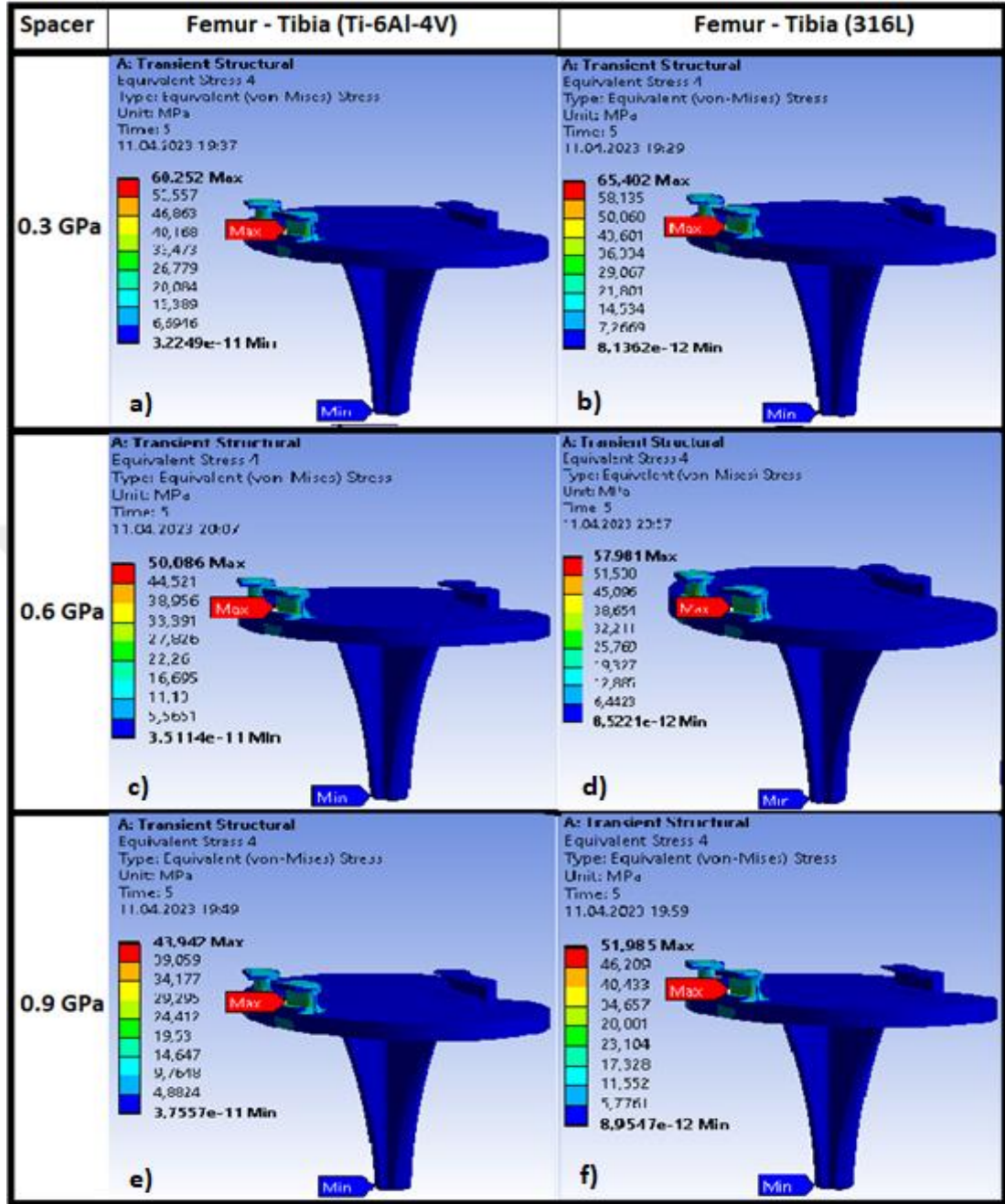


Şekil 4. 19. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-200 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.19’da görüldüğü gibi R-200 spacer parçası modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-200-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-200-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

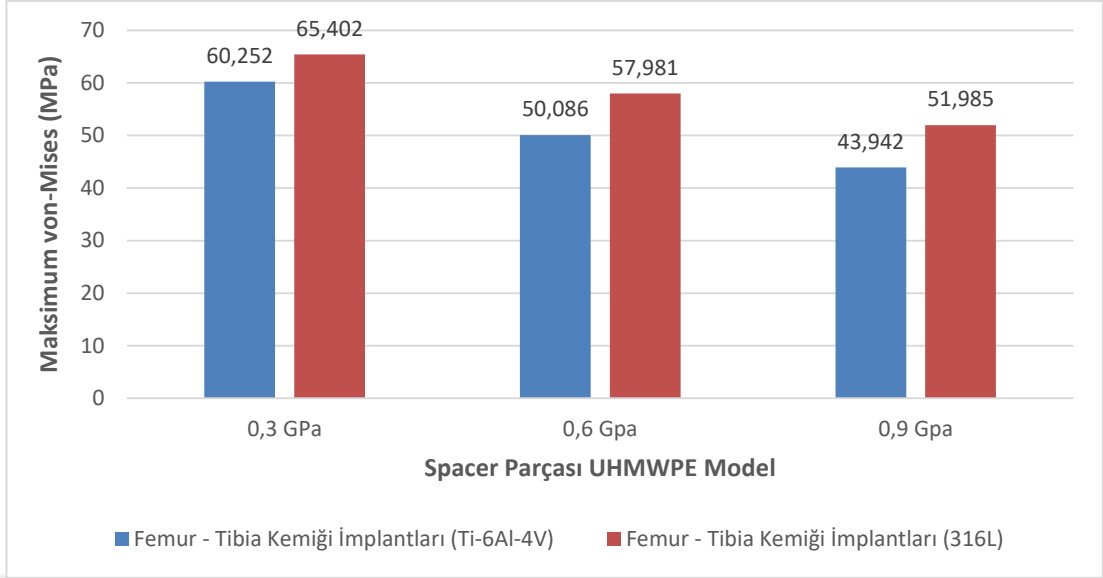
4.3.4 R-200 Modellerde Tibia Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.20, R-200 modeline ait tibia kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 20. R-200 modeli tibia kemiği implantının a) R-200-Ti-S3, b) R-200-St-S3, c) R-200-Ti-S6, d) R-200-St-S6, e) R-200-Ti-S9, f) R-200-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.21’de, R-200 modeline ait tibia kemiği implantı için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

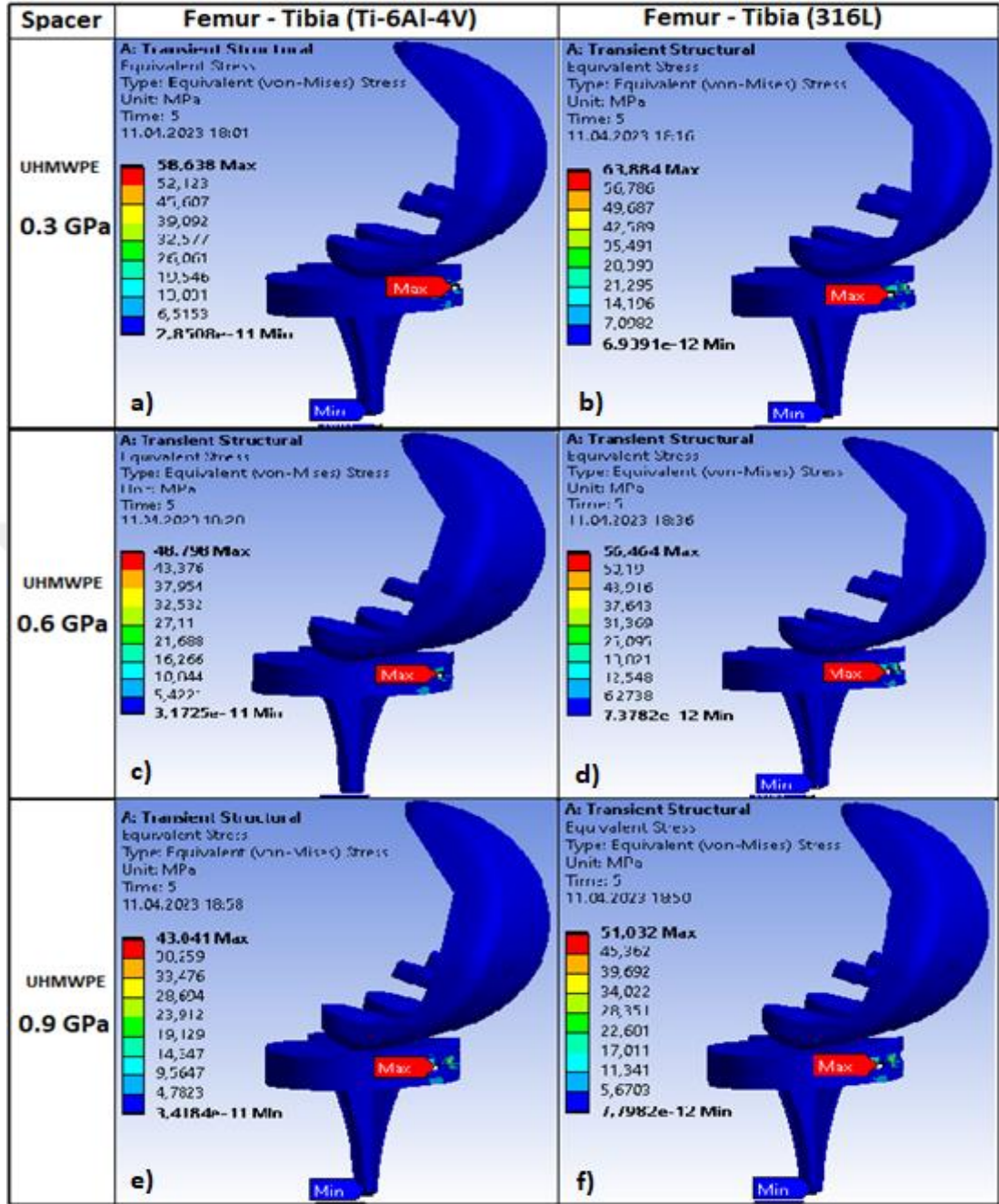


Şekil 4. 21. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-200 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi R-200 tibia kemiği implantı modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-200-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-200-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

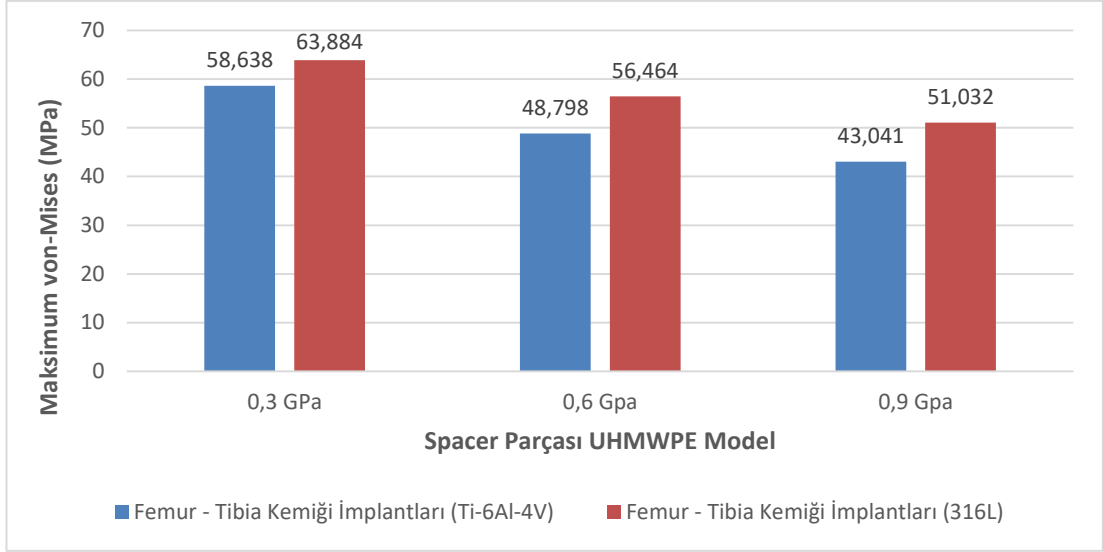
4.3.5 R-225 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.22, R-225 modeline ait toplam diz implantının altı farklı toplam von Mises gerilimi gösterilmektedir.



Şekil 4. 22. R-225 modeli toplam diz implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.23’de, R-225 modeline ait toplam diz implantları için, altı farklı von Mises gerilmesi gösterilmektedir.

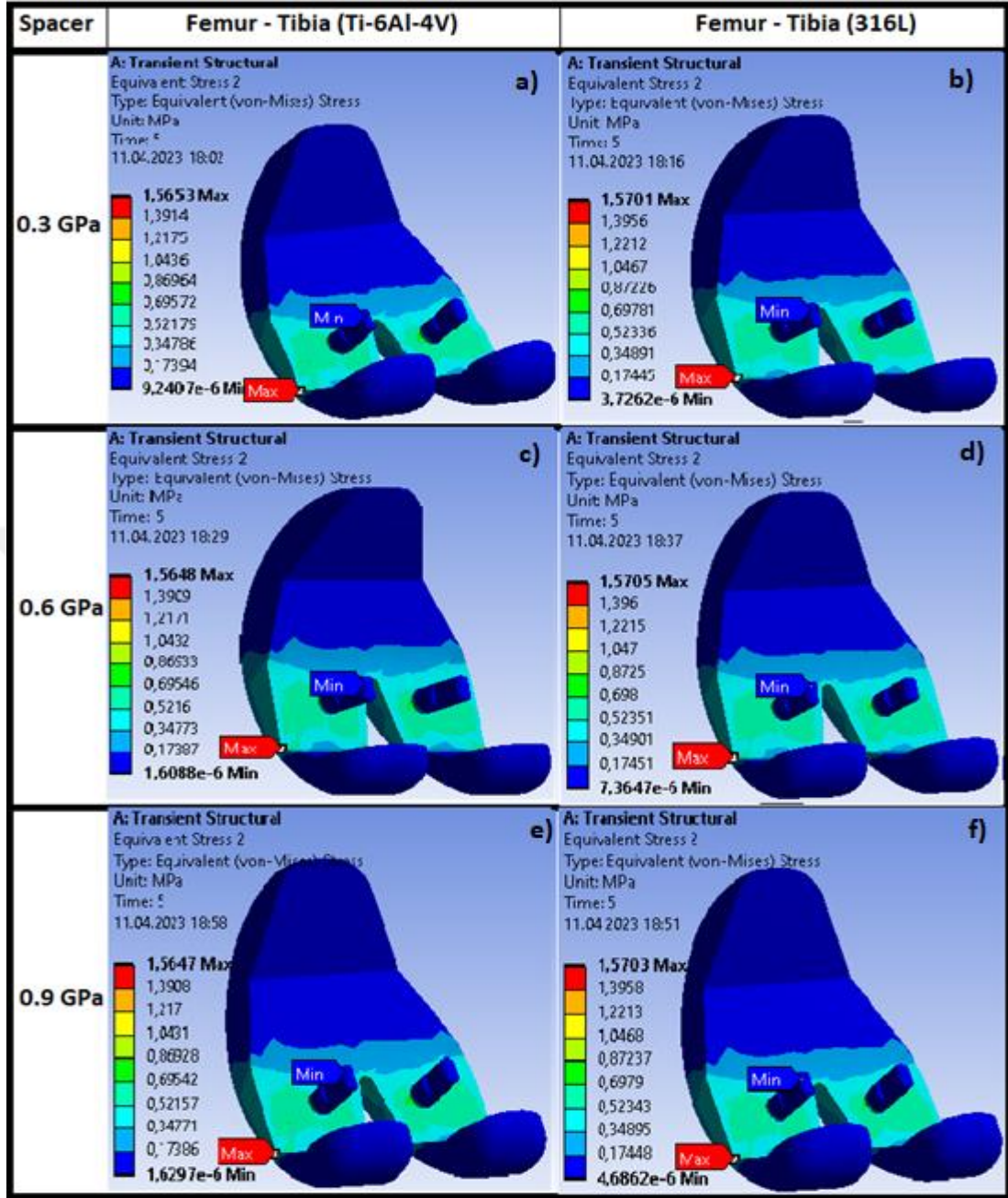


Şekil 4. 23. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-225 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.23'de görüldüğü gibi R-225 toplam diz implantı modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-225-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-225-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

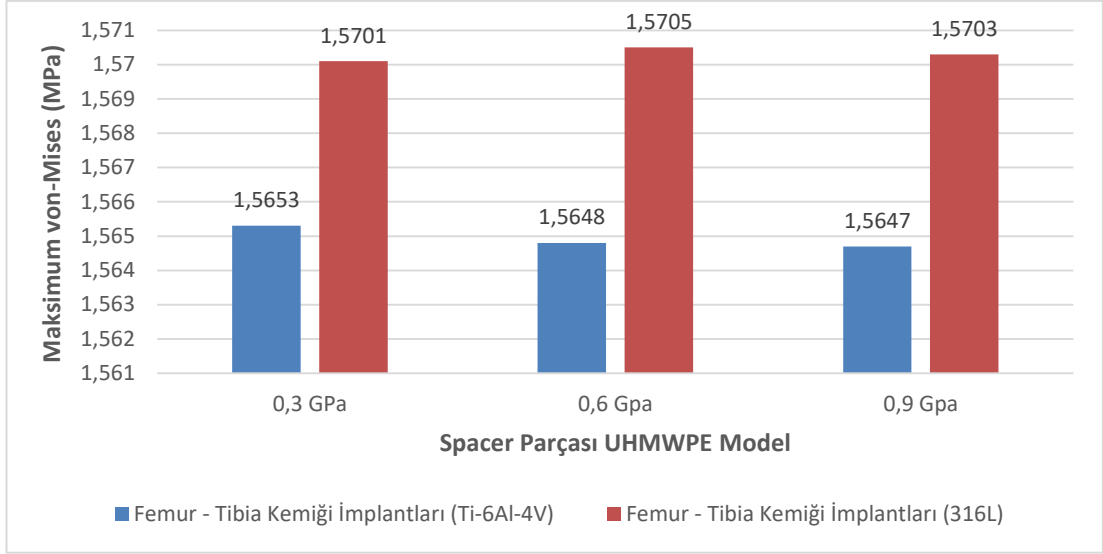
4.3.6 R-225 Modellerde Femur Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.24, R-225 modeline ait femur kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 24. R-225 modeli femur kemiği implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.25’de, R-225 modeline ait femur kemiği implantları için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

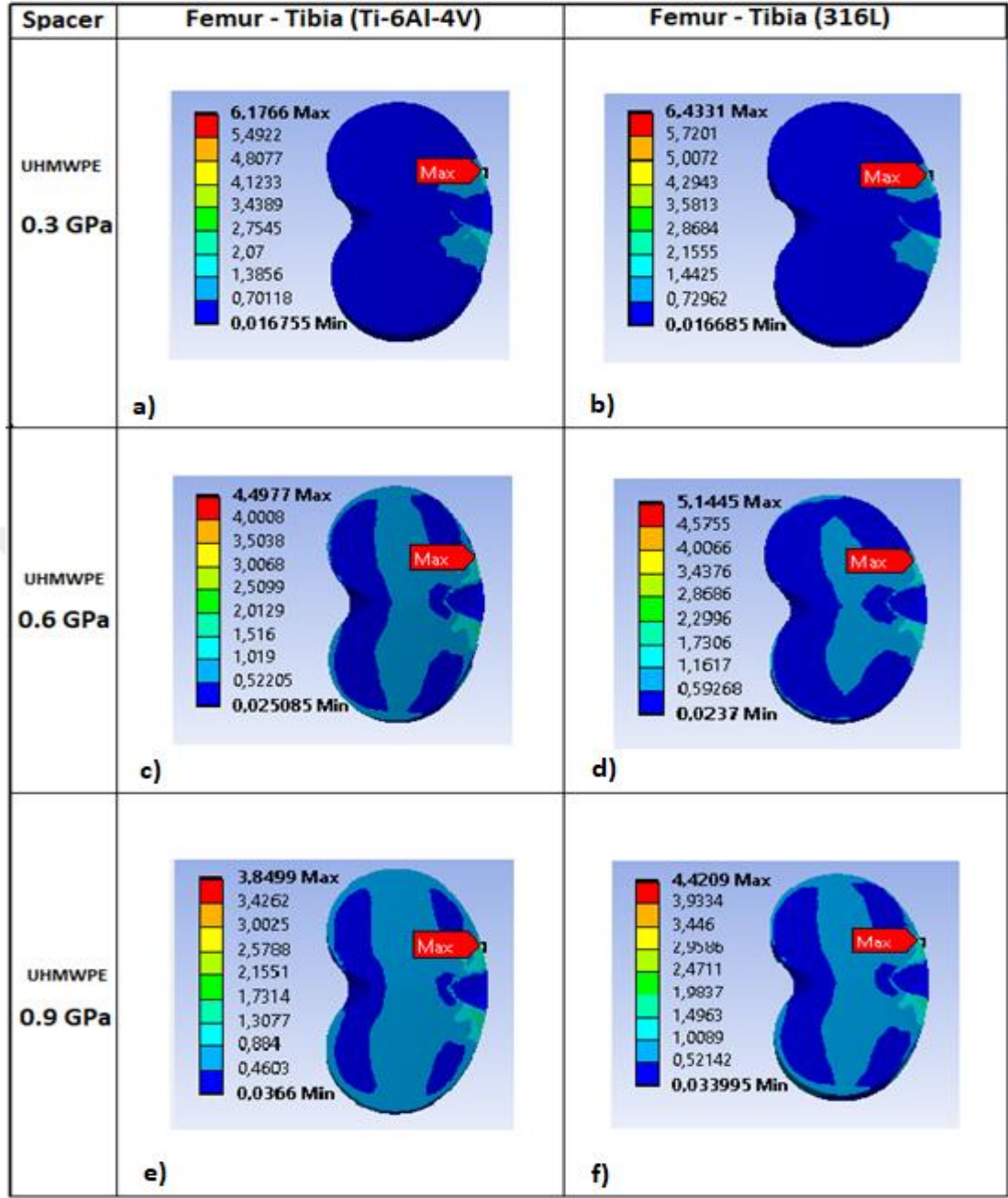


Şekil 4. 25. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-225 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.25’de görüldüğü gibi maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.6 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-225-St-S6) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.3 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-225-Ti-S3) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

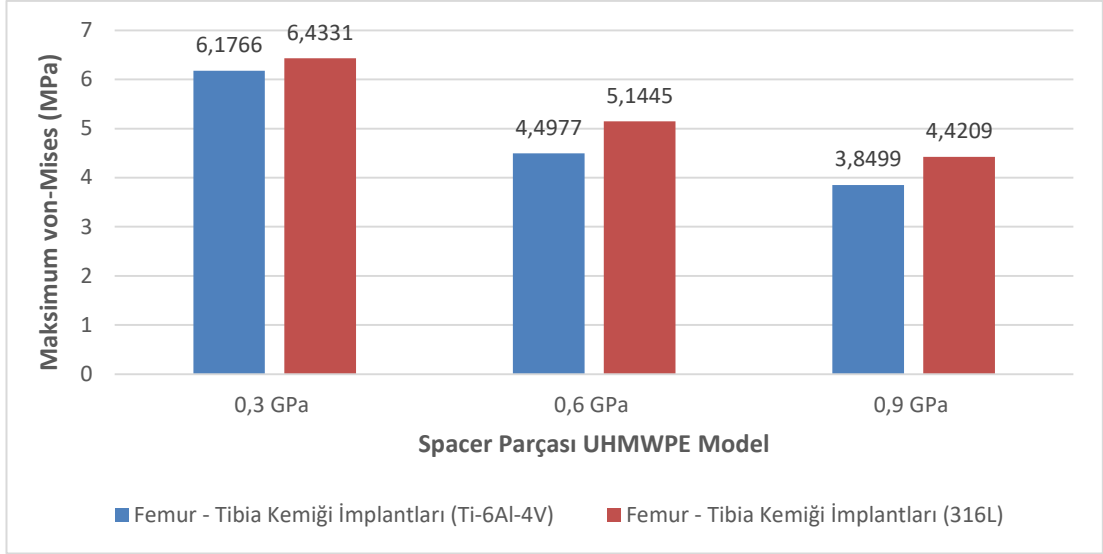
4.3.7 R-225 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.26, R-225 modeline ait spacer parçasının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 26. R-225 modeli spacer parçasının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.27’de, R-225 modeline ait spacer parçası için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

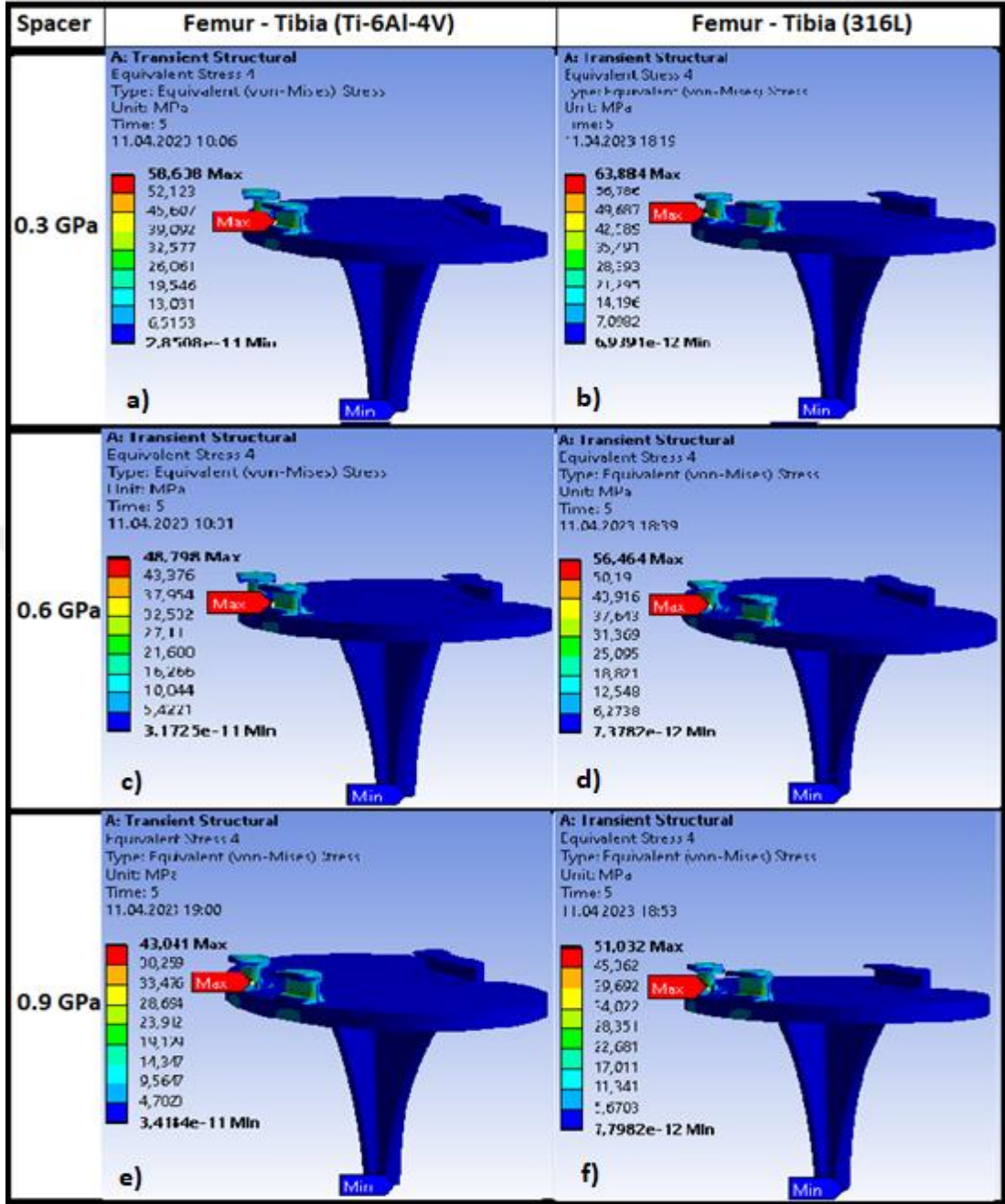


Şekil 4. 27. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-225 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.27’de görüldüğü gibi R-225 spacer parçası modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-225-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-225-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

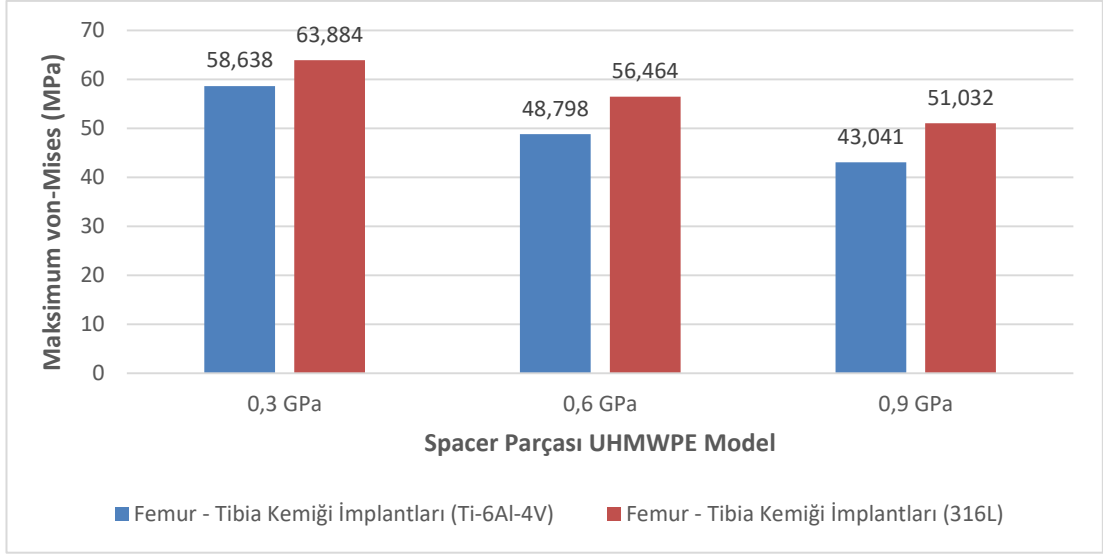
4.3.8 R-225 Modellerde Tibia Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.28, R-225 modeline ait tibia kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 28. R-225 modeli tibia kemiği implantının a) R-225-Ti-S3, b) R-225-St-S3, c) R-225-Ti-S6, d) R-225-St-S6, e) R-225-Ti-S9, f) R-225-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.29’de, R-225 modeline ait tibia kemiği implantı için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

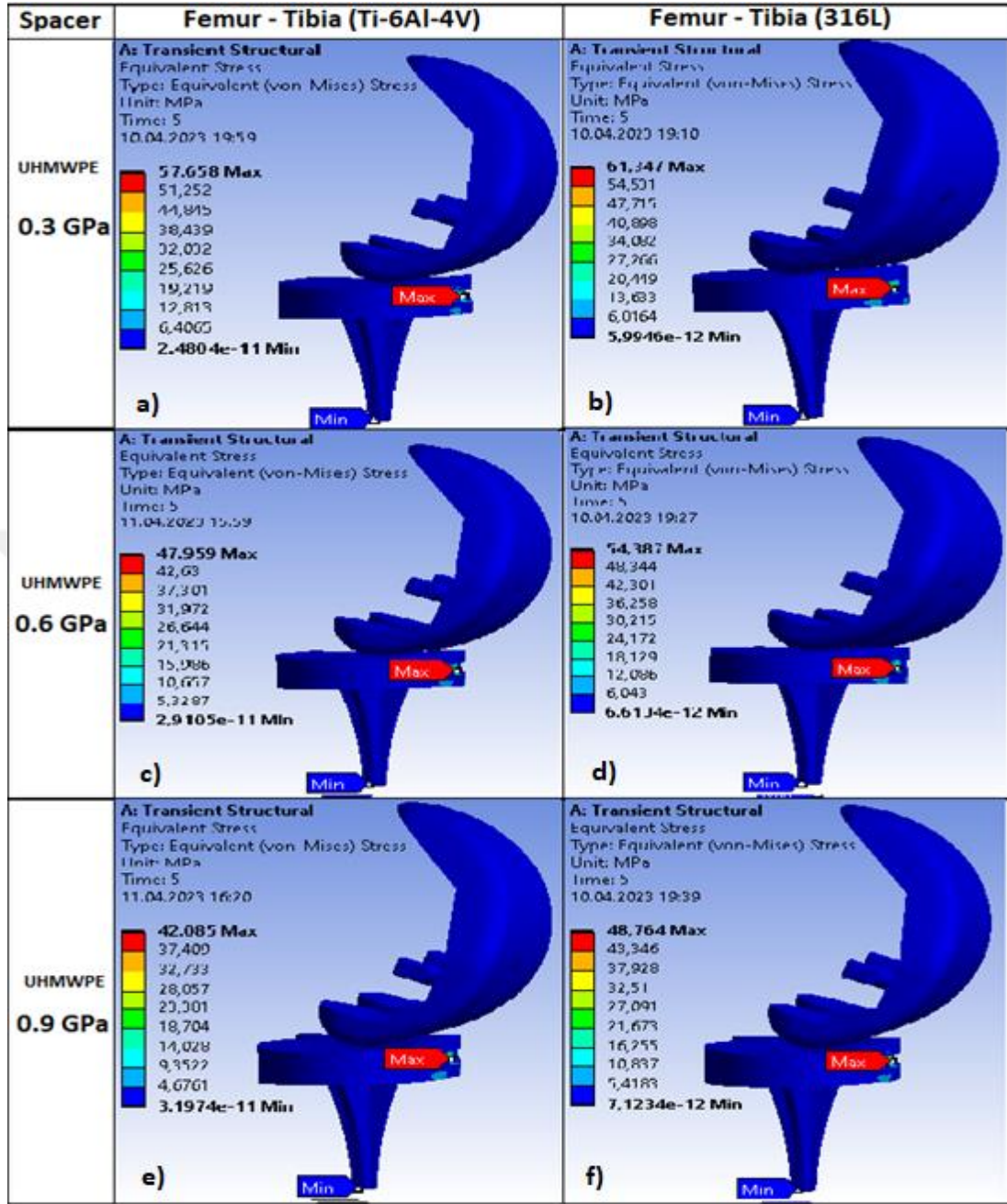


Şekil 4. 29. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-225 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.29’de görüldüğü gibi R-225 tibia kemiği implantı modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-225-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-225-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

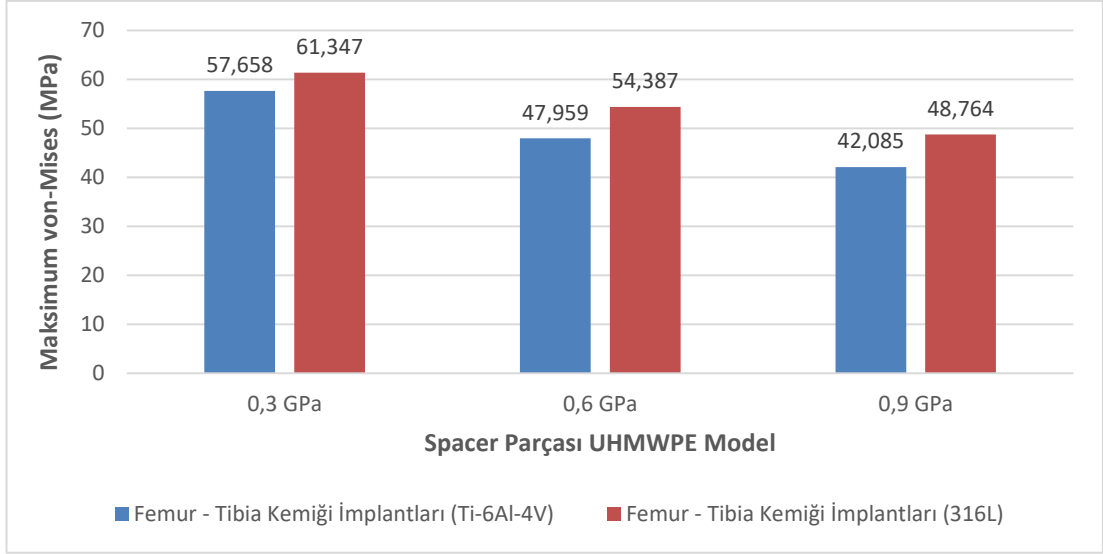
4.3.9 R-250 Modellerde Toplam Diz İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.30, R-250 modeline ait toplam diz implantının altı farklı toplam von Mises gerilimi gösterilmektedir.



Şekil 4. 30. R-250 modeli toplam diz implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.31’de, R-250 modeline ait toplam diz implantları için, altı farklı von Mises gerilmesi gösterilmektedir.

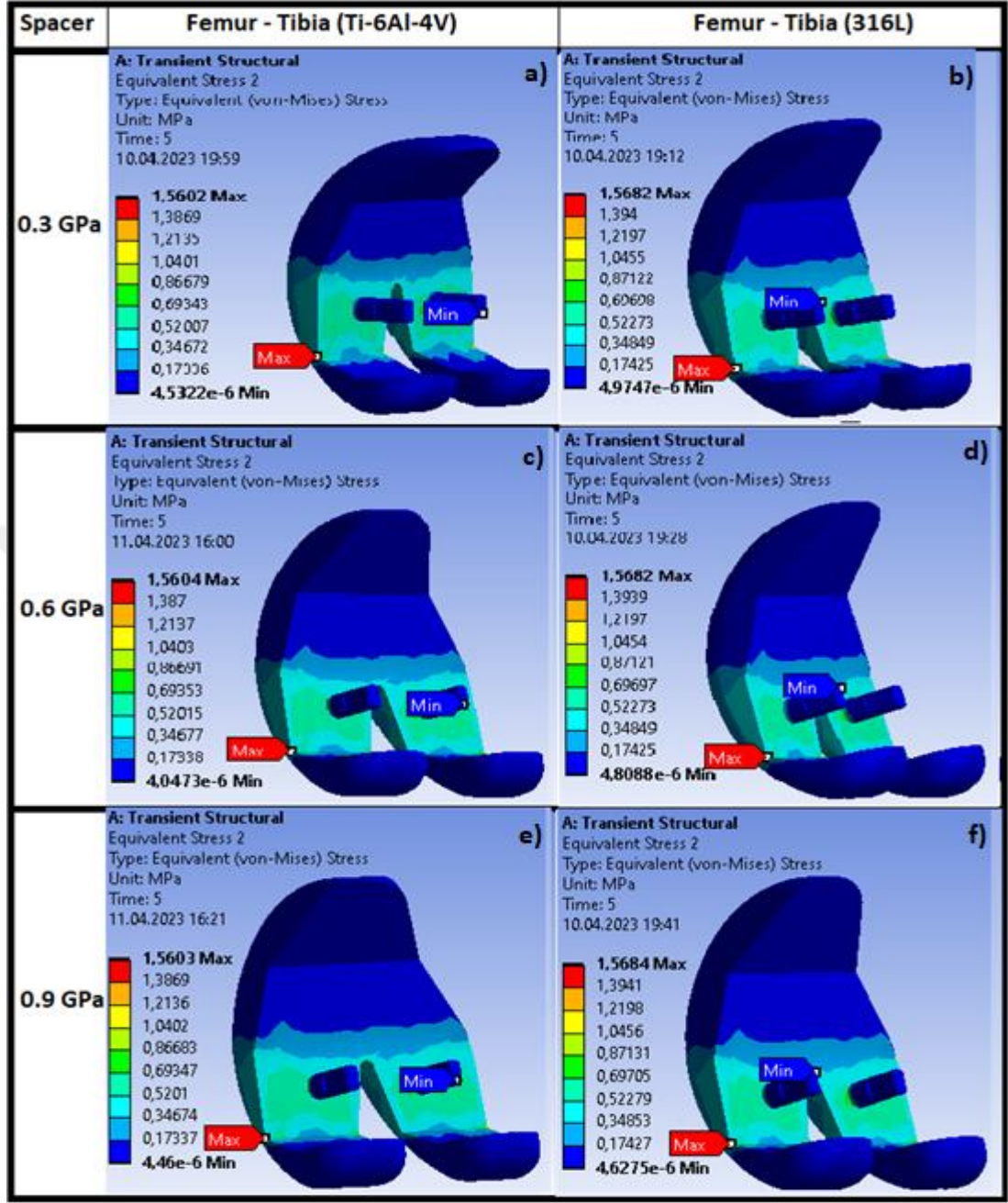


Şekil 4. 31. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 toplam diz implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.31’de görüldüğü gibi R-250 toplam diz implantı modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-250-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-250-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

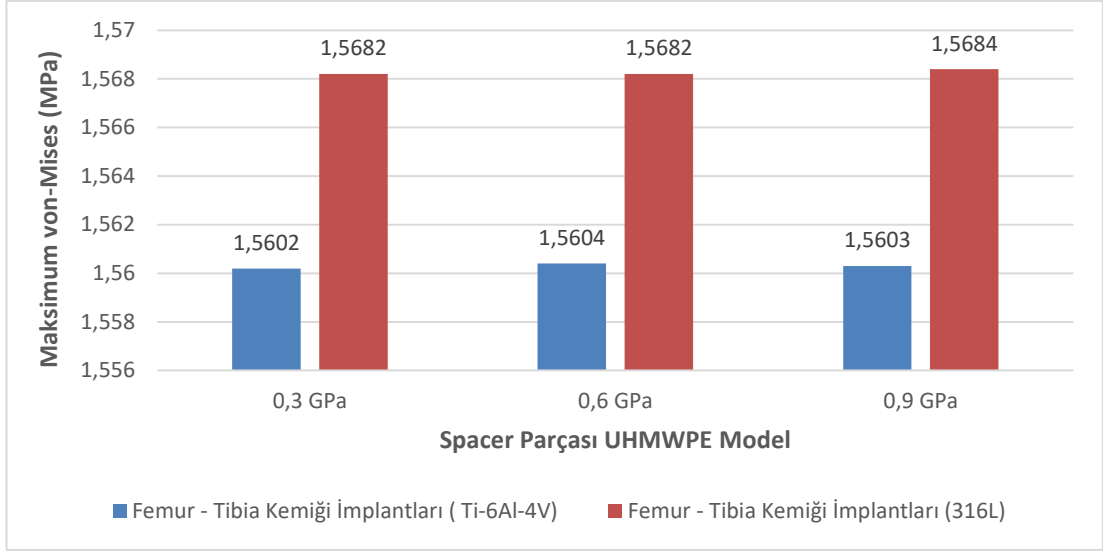
4.3.10 R-250 Modellerde Femur Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.32, R-250 modeline ait femur kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 32. R-250 modeli femur kemiği implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.33’de, R-250 modeline ait femur kemiği implantı için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

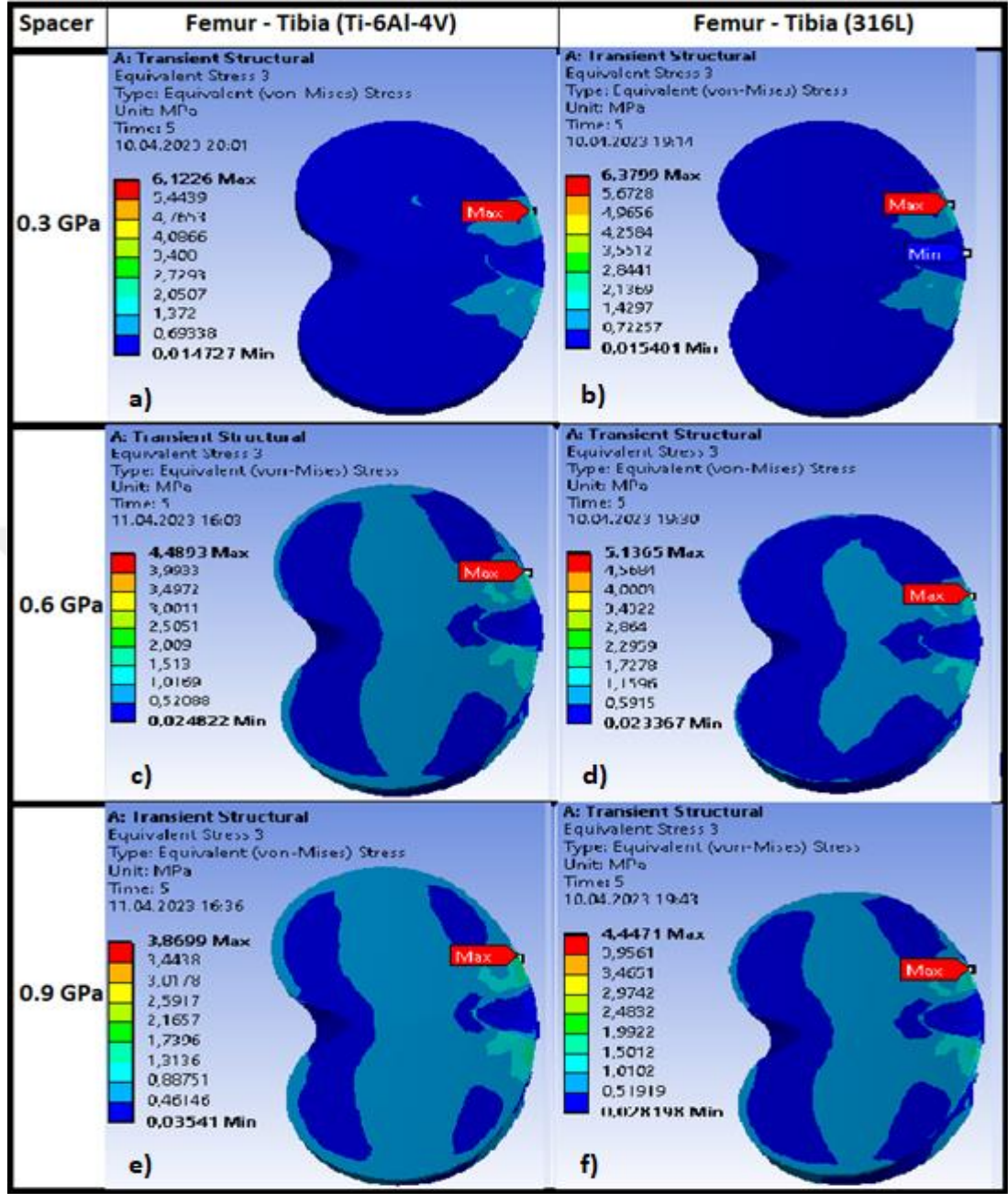


Şekil 4. 33. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 femur kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.33’de görüldüğü gibi R-250 femur kemiği implantının modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.9 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-250-St-S9) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.3 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-250-Ti-S3) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

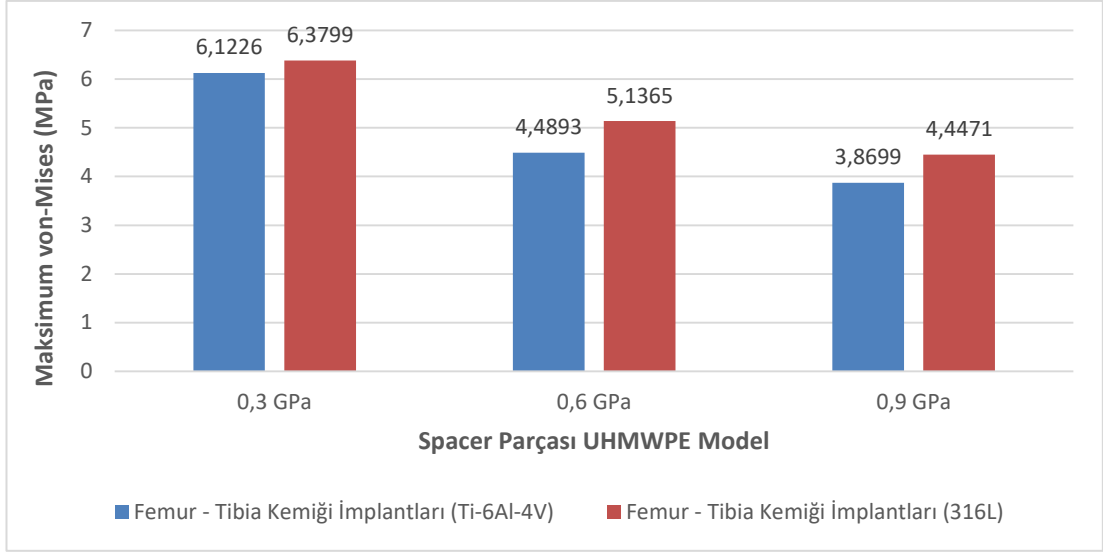
4.3.11 R-250 Modellerde Spacer Parçasının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.34, R-250 modeline ait spacer parçasının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 34. R-250 modeli spacer parçasının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.35’de, R-250 modeline ait spacer parçası için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.

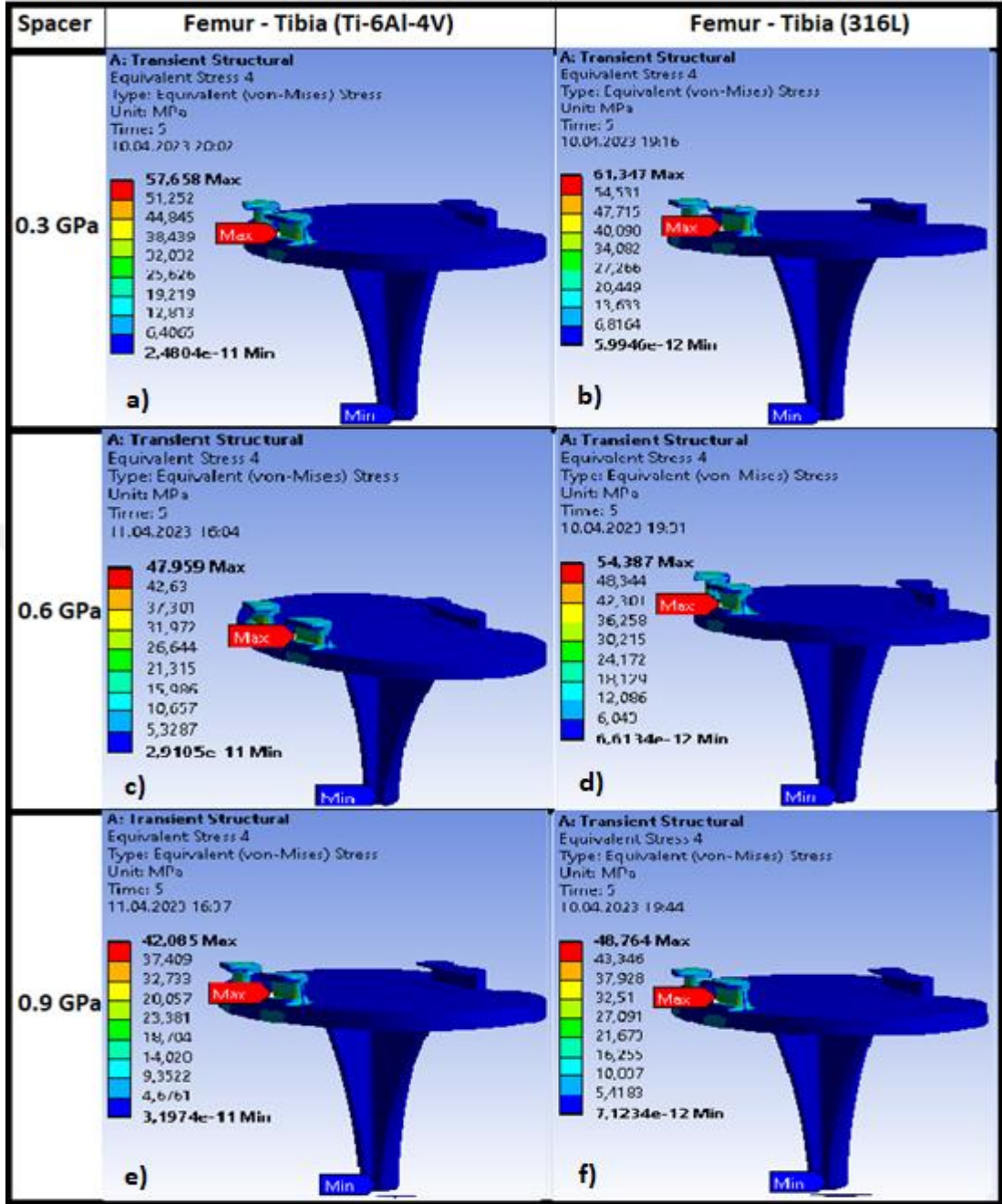


Şekil 4. 35. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemeden oluşan R-250 spacer parçasının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.35’de görüldüğü gibi R-250 spacer parçası modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-250-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-250-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

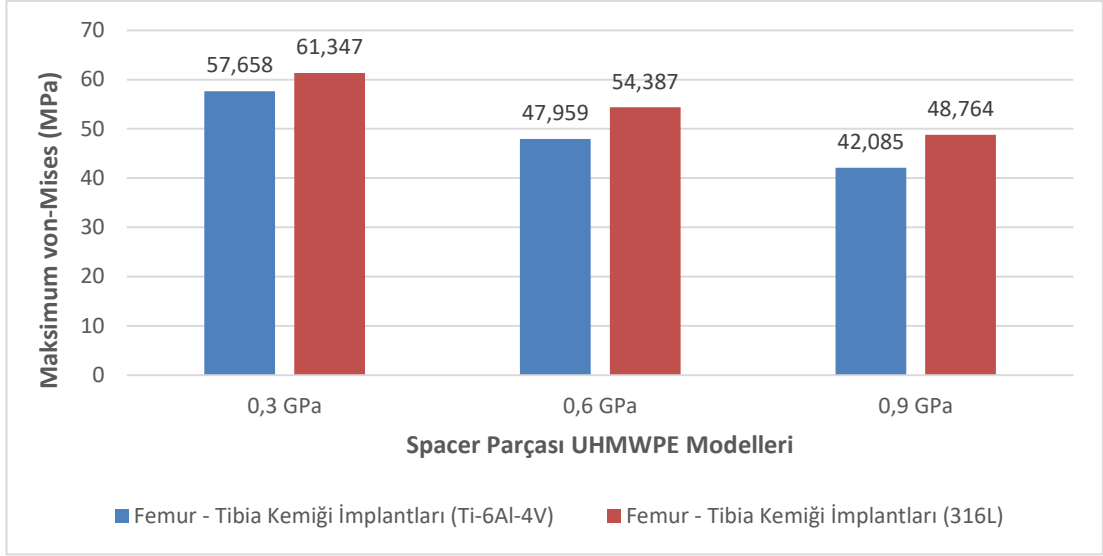
4.3.12 R-250 Modellerde Tibia Kemiği İmplantının von Mises Gerilmesi

Şekil 4.36, R-250 modeline ait tibia kemiği implantının altı farklı von Mises gerilimleri gösterilmektedir.



Şekil 4. 36. R-250 modeli tibia kemiği implantının a) R-250-Ti-S3, b) R-250-St-S3, c) R-250-Ti-S6, d) R-250-St-S6, e) R-250-Ti-S9, f) R-250-St-S9 von Mises gerilim dağılımı (MPa).

Şekil 4.37’de, R-250 modeline ait tibia kemiği implantı için, altı farklı von Mises gerilme dağılımı gösterilmektedir.



Şekil 4. 37. Altı farklı model femur ve tibia kemikleri için titanyum alaşımı ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiş, spacer için üç farklı malzemedan oluşan R-250 tibia kemiği implantının tüm modelleri için von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.37’de görüldüğü gibi R-250 tibia kemiği implantı modellerinde maksimum von Mises gerilmesi spacer parçasının UHMWPE-0.3 GPa malzemesinden, femur ve tibia kemiği implantlarının ise 316L malzemesinden seçilen (R-250-St-S3) modelde ortaya çıkmıştır. En küçük von Mises gerilmesi ise spacer parçası için UHMWPE-0.9 GPa malzemesi ve femur ve tibia kemiği implantları için Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan (R-250-Ti-S9) model en küçük gerilimi göstererek farklı davranmışlardır.

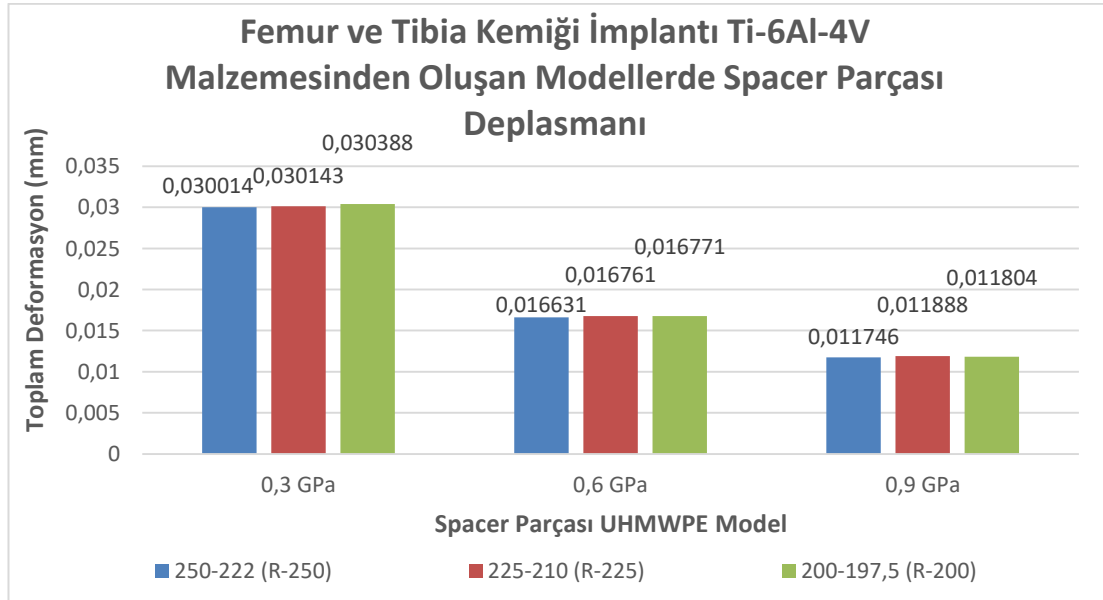
4.4. TARTIŞMA

Toplam diz implantı gibi implant uygulamalarında kemiklerin hareketleri birbirlerini etkilemektedir. Bu yüzden bir arada hareket etmeleri kontrol edilerek gözden kaçırılmamalıdır. Bu çalışma sonuçlarına göre implant için hem geometrik modeli hem de seçilen implant malzemesinin elastik modülü hareket mekanizmasını etkilemektedir. Toplam diz implantının uzun ömürlü olması beklenir. Bu yüzden deformasyona dayanıklı aynı zamanda akma mukavemeti yüksek olmasına özen gösterilmelidir. Dolayısıyla biyomekanik yüklere maruz kaldığında dayanıklılık göstermesini tasarımcılar dikkate alarak hareket ederler. Modellenmiş implantların deformasyonu ve gerilmesi hesaplanmalı ve değerlendirilmelidir.

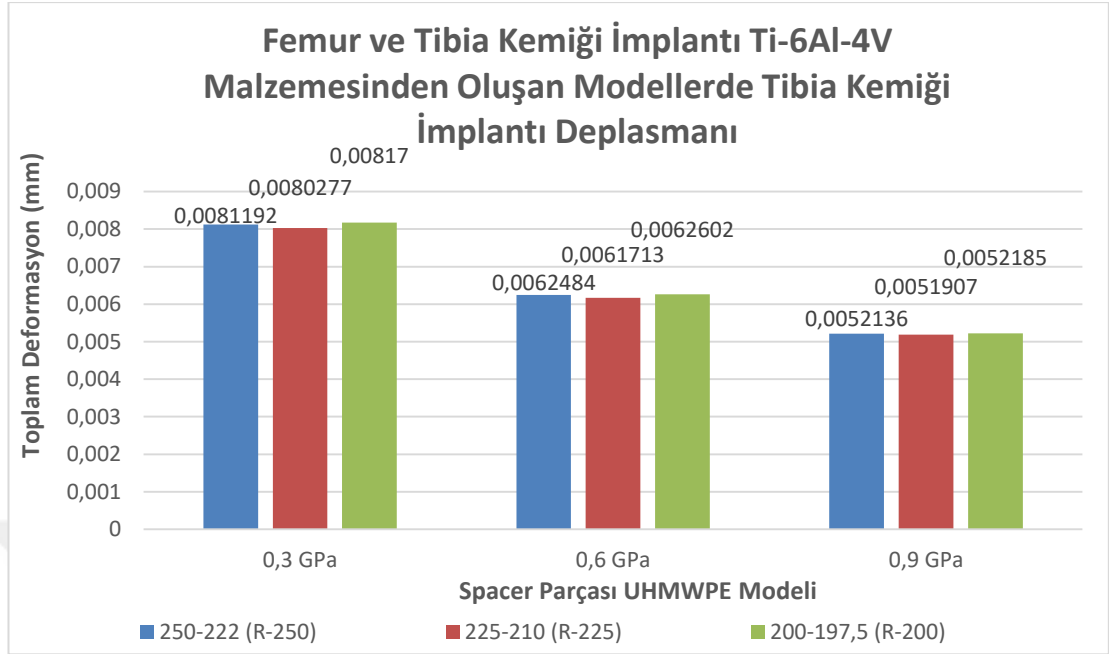
4.4.1. Deformasyon

Şekil 4.1-13' de görüldüğü gibi farklı geometrik tasarımlarda ve farklı malzeme seçiminde hesaplanan deformasyon değerleri farklılık göstermiştir. Aynı zamanda farklı rotasyon açıları (0° - 60°) için maruz kalınan biyomekanik yük değişimden kaynaklı farklı deformasyon sonuçları gözlemlenmiştir. Deformasyon grafiklerine bakıldığında spacer parçasının 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden ve femur kemiği implantı, tibia kemiği implantının Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan modellerin tümünde deformasyonun daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. En düşük deformasyon ise spacer parçasının 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden ve femur kemiği implantı, tibia kemiği implantının 316L (paslanmaz çelik) malzemesinden oluşan modellerin tümünde deformasyonun daha az olduğu gözlemlenmiştir. Bu yüzden toplam diz implantının tüm parçalarının ve modellerin hepsi için toplam deformasyon hesaplanmalı ve incelenmelidir. Dolayısıyla deformasyonun en aza indirilmesini arzu eden tasarımcı daha dayanıklı yapılar ve bu yapılar için dayanıklılığı yüksek malzemeler tercih etmelidir.

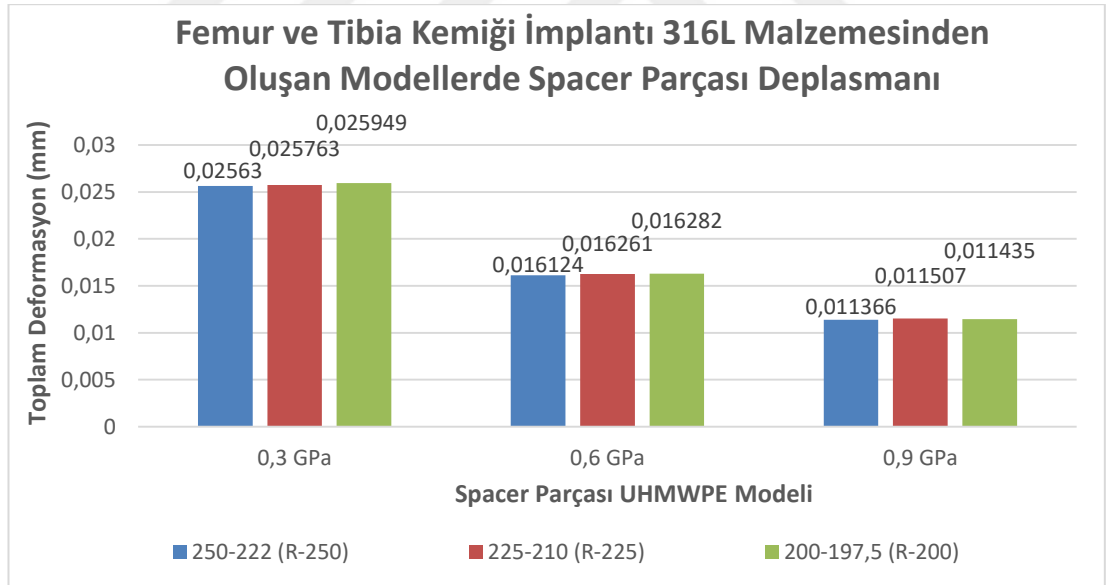
(a)



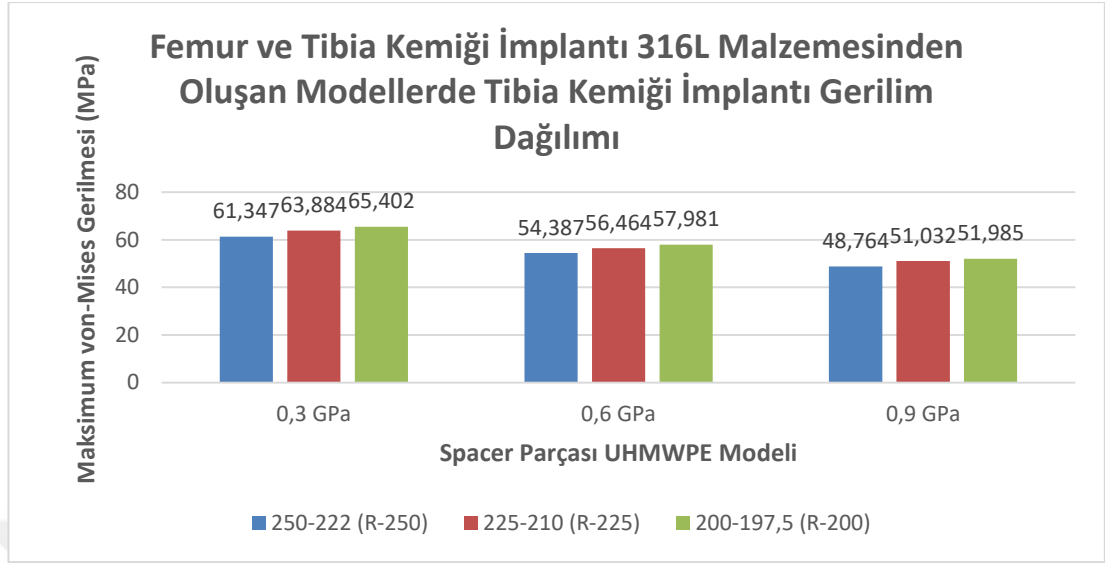
(b)



(c)



(d)



Şekil 4. 38. a) Ti-6Al-4V spacer parçası deplasmanı, b) Ti-6Al-4V tibia kemiği implantı deplasmanı, c) 316L spacer parçası deplasmanı, d) 316L tibia kemiği implantı deplasmanı için tüm modellerin toplam deformasyonu.

Yukarıda şekil 4.38’de görülen sonuçlarda, femur kemiği ve tibia kemiği implantı için kullanılan iki malzeme (Ti-6Al-4V ve 316L) için ve geometrik model olarak spacer yarıçapı farklılığı ile ortaya çıkan R-200, R-225, R-250 modellerinde biyomekanik yüklere maruz bırakılmış ve toplam diz implantının spacer parçası ve tibia kemiği implantının deplasman direncini anlamak için toplam deformasyonları hesaplanmıştır. İki ana grup başlığı altında incelenmiştir. Bu gruplaşma femur kemiği ve tibia kemiği implantları için seçilen Ti-6Al-4V ve 316L malzeme başlığı altında gruplaşmış ve toplam da dört farklı grafikte sunulmuştur.

Femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan modeller ve sonuçları:

Şekil 4.38’deki (a) grafiği incelendiğinde femur ve tibia kemik implantları için Ti-6Al-4V malzemesi seçilmiş spacer parçası için UHMWPE – 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa malzemelerinin her biri denenmiştir. Sonuçlarda görülmektedir ki, en yüksek “spacer parçası için toplam deformasyonu” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-Ti-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük toplam deformasyonu R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa

UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-Ti-S9) modelinde meydana gelmiştir. Şekil 4.38'deki (b) grafiği incelendiğinde, en yüksek “tibia kemiği implantı için toplam deformasyonu” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-Ti-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük toplam deformasyon R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-Ti-S9) modelinde meydana gelmiştir.

Femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen 316L malzemesinden oluşan modeller ve sonuçları:

Şekil 4.38'deki (c) grafiği incelendiğinde femur ve tibia kemik implantları için 316L malzemesi seçilmiş spacer parçası için UHMWPE – 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa malzemelerinin her biri denenmiştir. Sonuçlarda görülmektedir ki, en yüksek “spacer parçası toplam deformasyonu” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-St-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük toplam deformasyonu R-225 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-225-St-S9) modelinde meydana gelmiştir. Şekil 4.38'deki (d) grafiği incelendiğinde, en yüksek “tibia kemiği implantı için toplam deformasyon” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-St-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük toplam deformasyon R-225 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-225-St-S9) modelinde meydana gelmiştir.

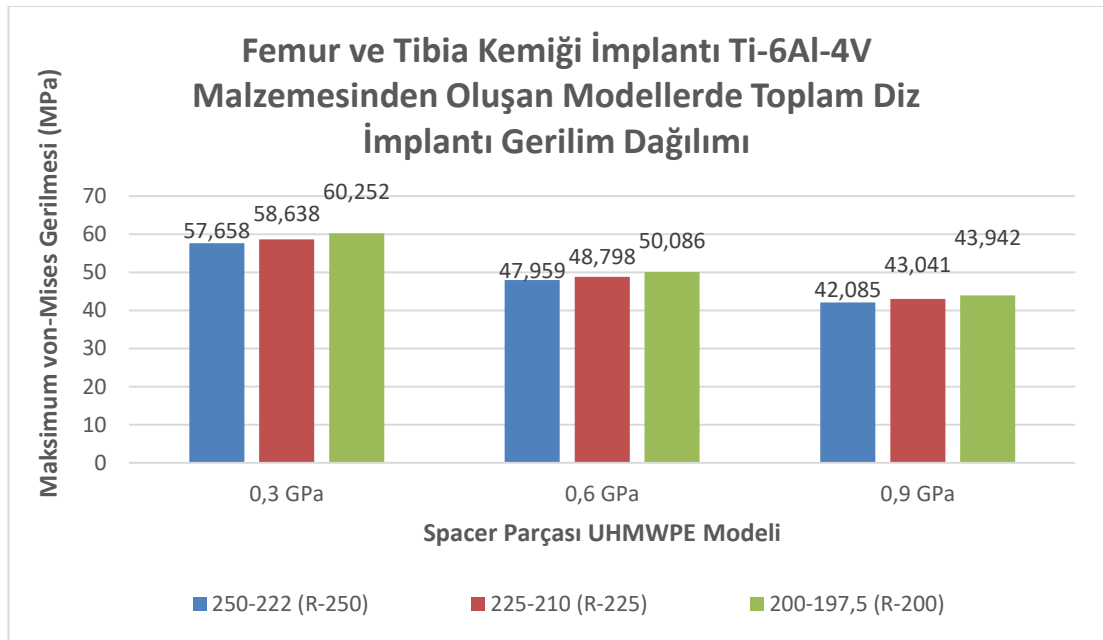
Şekil 4.38'de görülmektedir ki, femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen her iki malzemede de (Ti-6Al-4V ve 316L) en yüksek toplam deformasyon R-200 yarıçaplı spacer 0.3 GPa modelinde oluşmuştur. En düşük toplam deformasyon ise R-225 yarıçaplı spacer 0.9 GPa modelinde oluşmuştur. Buda gösteriyor malzeme seçimi ve geometrik tasarım implantların toplam deformasyonunu etkilemektedir. Malzeme seçiminde dayanımı yüksek malzemede deformasyonunda azaldığı ve geometrik tasarımda ise spacer parçasının yarıçapı değiştikçe toplam deformasyonun değiştiği gözlenmektedir.

Ti-6Al-4V ve 316L modelleri bir arada karşılaştırıldığında görülmektedir ki aynı yarıçapa ve modele ait tasarımda bile farklılık gözlemlenmektedir. En yüksek toplam deformasyon Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan parçalarda görülmektedir. Çünkü dayanım ve akma mukavemeti farklılığından kaynaklanmaktadır. Tüm modeller için başarılı sonuç elde edilmiştir çünkü analiz sonuçlarında görüldüğü gibi malzemelerin hesaplanan toplam deformasyonu modellere zarar vermediği görülmektedir. Daha avantajlı implant için deformasyonu düşük olan implant seçilmelidir.

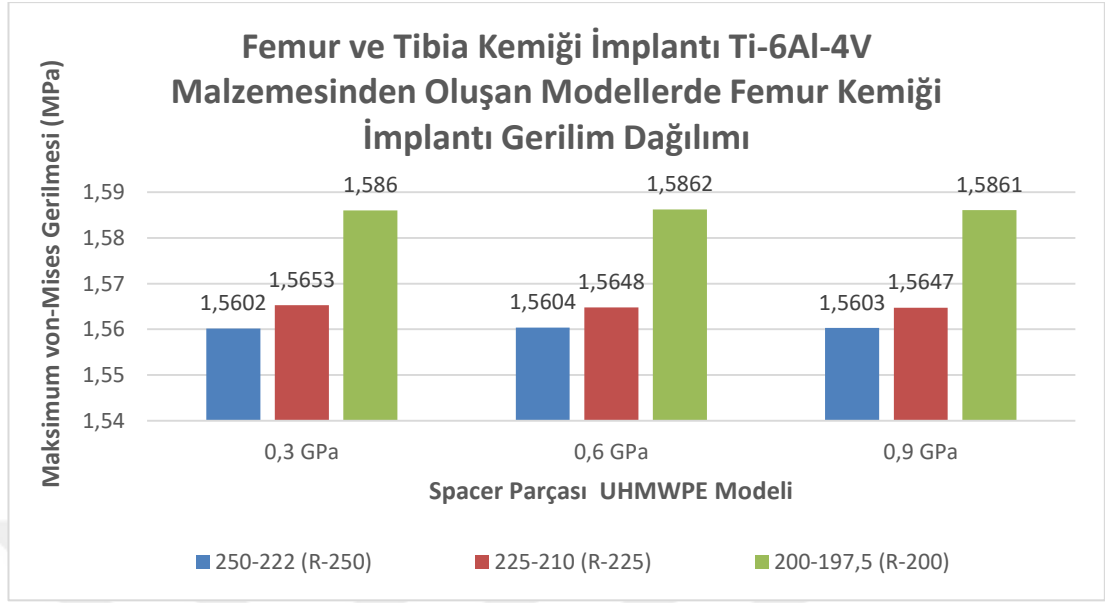
4.4.2. von Mises Gerilmesi

Tasarlanmış toplam diz implantının tüm parçalarının ayrı ayrı ve toplam diz implantı modelleri olarak biyomekanik yükler karşısında dayanımlı olup olmadıklarını belirlemek amaçlı farklı farklı deneyler yapılmaktadır. Tasarlanmış modellerin elastik bölge içerisinde kalıp kalmadıklarını bilebilmek için von Mises gerilmesi kullanılmaktadır. Bu çalışmada modellenen toplam diz implantının femur kemiği implantı, tibia kemiği implantı ve spacer parçasının her biri için von Mises gerilmeleri hesaplanmış ve aşağıdaki sütun grafiklerinde gösterilmiştir.

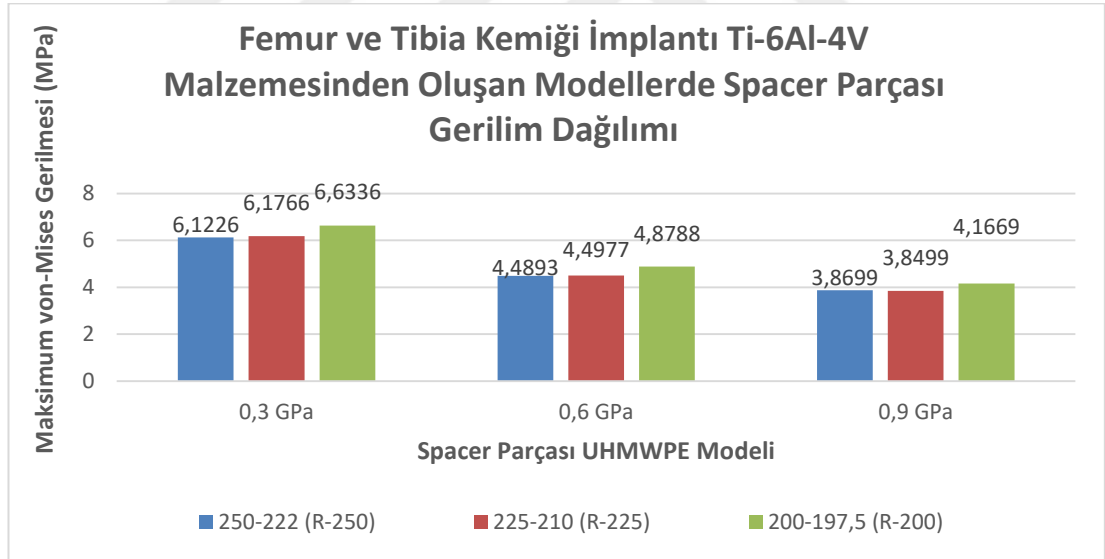
(a)



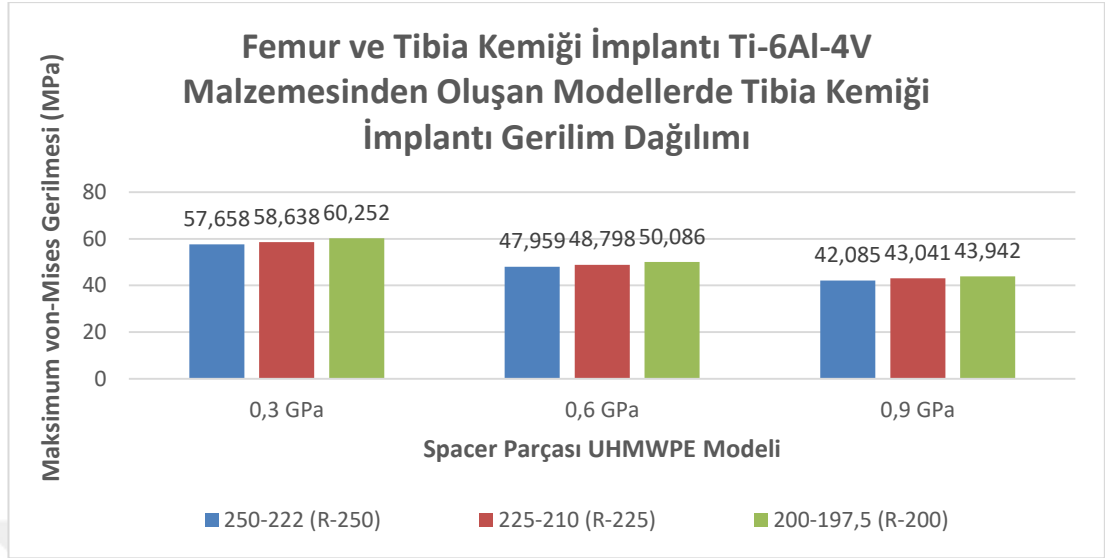
(b)



(c)

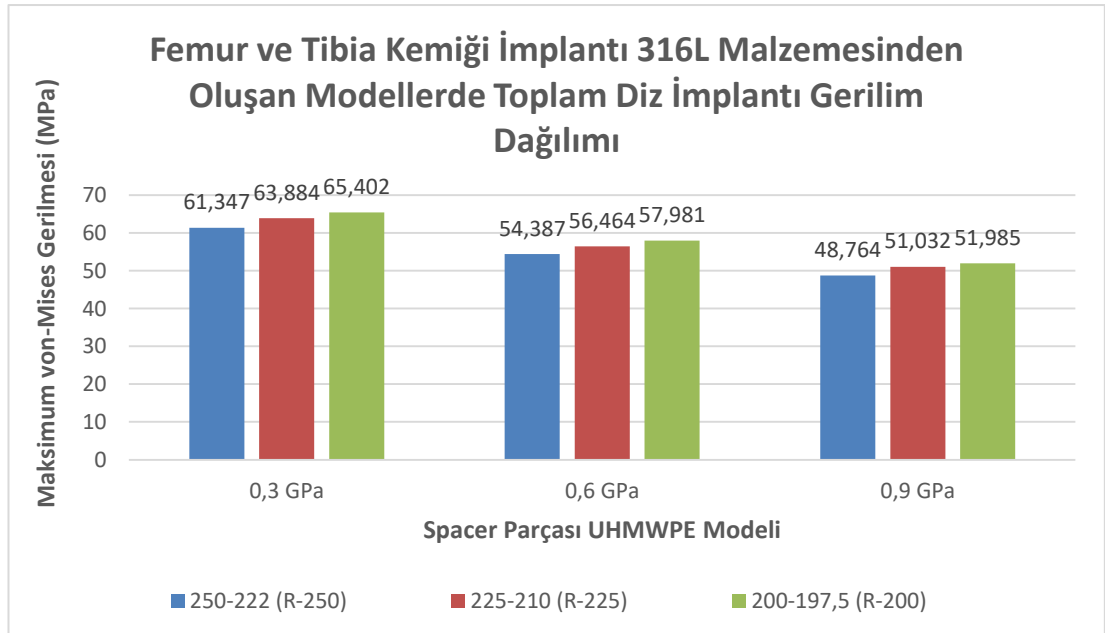


(d)

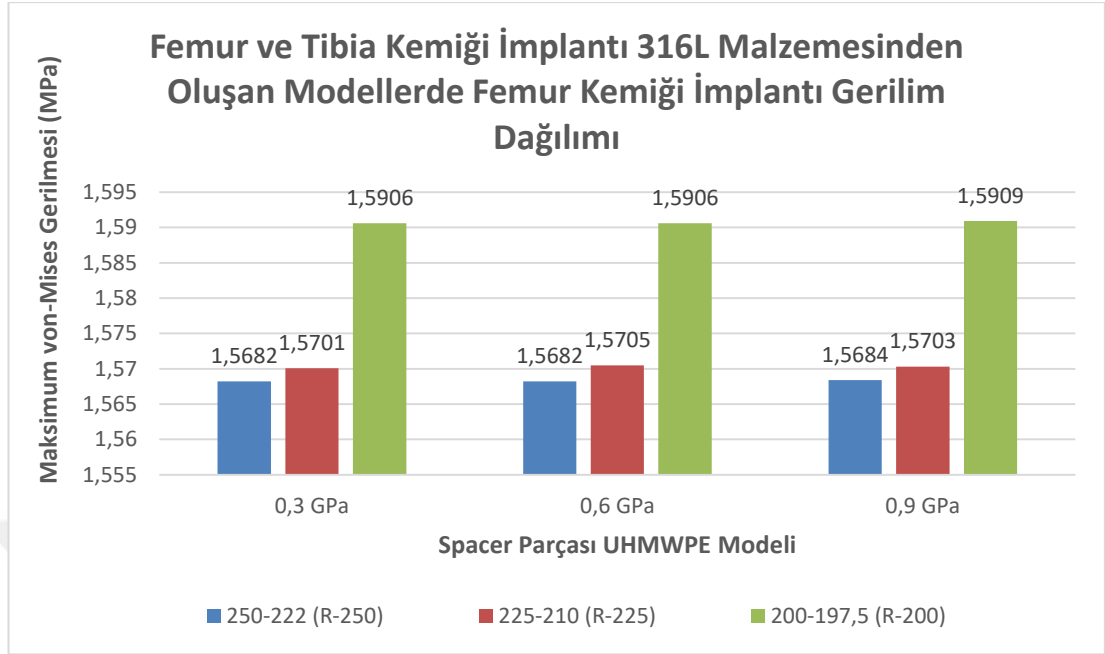


Şekil 4. 39. Femur ve Tibia kemiği implantları malzemesi Ti-6Al-4V, spacer parçası malzemesi sırasıyla 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa UHMWPE modelleri için a) Toplam diz implantında, b) Femur kemiği implantında, c) Spacer parçasında, d) Tibia kemiği implantlarında meydana gelen von Mises gerilmeleri.

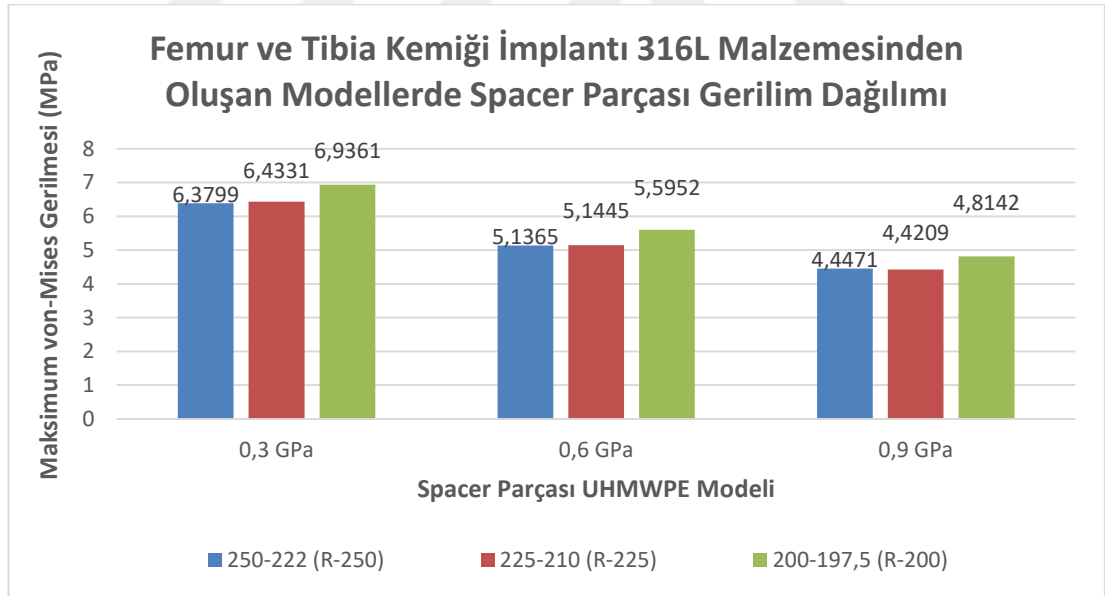
(a)



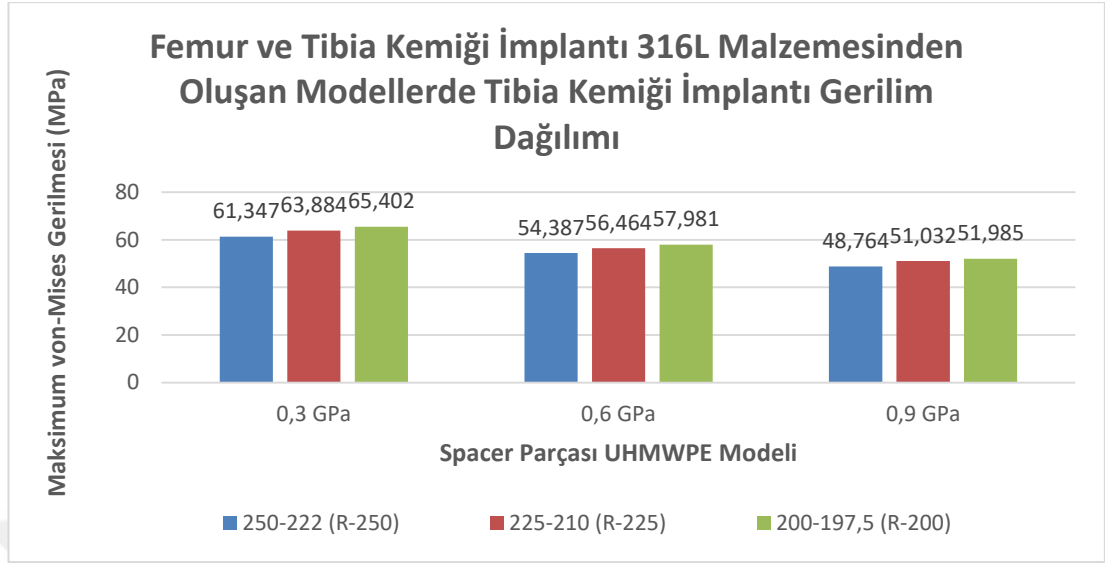
(b)



(c)



(d)



Şekil 4. 40. Femur ve Tibia kemiği implantları malzemesi 316L, spacer parçası malzemesi sırasıyla 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa UHMWPE modelleri için a) Toplam diz implantında, b) Femur kemiği implantında, c) Spacer parçasında, d) Tibia kemiği implantlarında meydana gelen von Mises gerilmeleri.

Yukarıda şekil 4.39 ve şekil 4.40’da görülen sonuçlarda, femur kemiği ve tibia kemiği implantı için kullanılan iki malzeme (Ti-6Al-4V ve 316L) için ve geometrik model olarak spacer yarıçapı farklılığı ile ortaya çıkan R-200, R-225, R-250 modellerinde biyomekanik yüklere maruz bırakılmış ve toplam diz implantının her bir parçası için akıp akmadıklarını anlamak amacıyla von-Mises gerilmeleri hesaplanmıştır. İki ana grup başlığı altında incelenmiştir. Bu gruplaşma femur kemiği ve tibia kemiği implantları için seçilen Ti-6Al-4V ve 316L malzeme başlığı altında gruplaşmış ve toplam da sekiz farklı grafikte sunulmuştur.

Femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan modeller ve sonuçları:

Şekil 4.39’daki (a) grafiği incelendiğinde femur ve tibia kemik implantları için Ti-6Al-4V malzemesi seçilmiş spacer parçası için UHMWPE – 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa malzemelerinin her biri denenmiştir. Sonuçlarda görülmektedir ki, en yüksek “toplam von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE

malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-Ti-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-Ti-S9) modelinde meydana gelmiştir. Şekil 4.39'daki (b) grafiği incelendiğinde sonuçlarda görülmektedir ki, “femur kemiği implantı için von Mises gerilmesi” tüm modellerde çok yakın değerler görülmüştür. Şekil 4.39'daki (c) grafiği incelendiğinde, en yüksek “spacer parçası için von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-Ti-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-Ti-S9) modelinde meydana gelmiştir. Şekil 4.39'daki (d) grafiği incelendiğinde, en yüksek “tibia kemiği implantı için von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-Ti-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-Ti-S9) modelinde meydana gelmiştir.

Femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen 316L malzemesinden oluşan modeller ve sonuçları:

Şekil 4.40'daki (a) grafiği incelendiğinde femur ve tibia kemik implantları için 316L malzemesi seçilmiş spacer parçası için UHMWPE – 0.3 GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa malzemelerinin her biri denenmiştir. Sonuçlarda görülmektedir ki, en yüksek “toplam von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-St-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-St-S9) modelinde meydana gelmiştir. Şekil 4.40'daki (b) grafiği incelendiğinde sonuçlarda görülmektedir ki, “femur kemiği implantı için von Mises gerilmesi” tüm modellerde çok yakın değerler görülmüştür. Şekil 4.40'daki (c) grafiği incelendiğinde, en yüksek “spacer parçası için von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-St-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-250-St-S9) modelinde meydana gelmiştir.

Şekil 4.40'daki (d) grafiği incelendiğinde, en yüksek “tibia kemiği implantı için von Mises gerilmesi” R-200 yarıçapına sahip 0.3 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası (R-200-St-S3) modelinde meydana gelmiştir. En düşük von Mises gerilmesi R-250 yarıçapına sahip 0.9 GPa UHMWPE malzemesinden oluşan spacer parçası modelinde meydana gelmiştir.

Şekil 4.39'da ve Şekil 4.40'da görülmektedir ki, femur kemiği implantı ve tibia kemiği implantı için seçilen her iki malzemede de (Ti-6Al-4V ve 316L) en yüksek von Mises gerilmesi R-200 yarıçaplı spacer 0.3 GPa modelinde oluşmuştur. En düşük von Mises gerilmesi ise R-250 yarıçaplı spacer 0.9 GPa modelinde oluşmuştur. Buda gösteriyor malzeme seçimi ve geometrik tasarım implantların gerilimini etkilemektedir. Malzeme seçiminde elastisite modülü yükseldikçe gerilimin azaldığı ve geometrik tasarımda ise spacer parçasının yarıçapı arttıkça geriliminin azaldığı gözlemlenmiştir.

Ti-6Al-4V ve 316L modelleri bir arada karşılaştırıldığında görülmektedir ki aynı yarıçapa ve modele ait tasarımda bile farklılık gözlemlenmektedir. En yüksek von Mises gerilim Ti-6Al-4V malzemesinden oluşan parçalarda görülmektedir. Çünkü dayanım ve akma mukavemeti farklılığından kaynaklanmaktadır. Tüm modeller için başarılı sonuç elde edilmiştir çünkü analiz sonuçlarında görüldüğü gibi malzemelerin akma mukavemetinin altında bir gerilim oluşmuştur.

.

BÖLÜM 5

SONUÇLAR

Bu çalışmada diz eklemine oluşturan kemikler için implant tasarlanmış ve uyluk kemiği ile kaval kemiği arasındaki menisküs yatağı için de spacer parçası tasarlanmıştır. Tasarlanan femur kemiği implantı, tibia kemiği implantı ve spacer parçası için malzeme seçilmiştir. Femur kemiği implantı için hem Ti-6Al-4V malzemesi hem de 316L malzemesi seçilmiştir. Tibia kemiği implantı içinde aynı malzemeler kullanılmıştır. Spacer parçası için üç farklı malzeme seçilmiştir. Bunlar UHMWPE (0.3GPa, 0.6 GPa, 0.9 GPa) polietilen malzemesinin farklı elastisite modülüne sahip üç formudur. Ayrıca geometrik tasarımı yapılan toplam diz implantı için spacer parçasının yarıçap farklılığı ile toplamda üç farklı geometrik model (R-200, R-225, R-250) tasarlanmıştır. Elde edilen modellere biyomekanik yükler etki ettirilmiş ve sonlu elemanlar yöntemiyle analizi yapılmıştır. Tasarlanan toplam diz implantlarının mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla toplam deformasyon (şekil değiştirme) ve von Mises gerilmesi değerleri (dayanıklılık) hesaplanmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Literatürde hem geometrik tasarım farklılığı hem de malzemelere bağlı değişim analiz çalışmaların fazla yoktur. Bu tez çalışmasında üç farklı yarıçap ölçüsüne sahip tasarlanan toplam diz implantı karşılaştırılmış, spacer parçası için üç ayrı malzeme ve femur kemiği ile tibia kemiği implantları için iki ayrı malzeme ile analiz edilmiş ve mevcut literatüre katkı sağlamıştır.
2. Rotasyon hareketi ile diz de meydana gelen fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin en fazla deformasyonu ve gerilmeyi kaç derecelik diz hareketi ile oluştuğunu gözlemlenmiştir. Tüm modellerin dayanıklı olduğu ve en dayanıklı model R-250'dir. Bu dayanıklı olan modelin farklı yükleme koşulları ile de çalışmalar genişletilebilir.

3. Tüm modeller düşük deformasyon sergilemiştir. Ayrıca akma mukavemetinin altında von Mises gerilmesi oluşmasıyla modellerin avantajlı şekilde kullanılabileceğini göstermiştir.
4. Femur kemiği implantı ile tibia kemiği implantı için kullanılan malzemelerden en dayanıklı malzeme 316L olduğu belirlenmiştir. Spacer parçası için kullanılan malzemelerden en dayanıklı malzeme UHMWPE-0.9 GPa iken en zayıf malzeme de UHMWPE-0.3 GPa olarak belirlenmiştir.
5. Tasarlanan toplam diz implantlarının mekanik davranışlarını hem mimari yapısı hem de kullanılan malzemedен etkilendiğini ve değişkenlik gösterdiği gözlemlenmiştir.
6. Bu çalışmanın sonuçları gelecekte toplam diz implantı tasarımı ve geometrik yapısı seçiminde ve malzeme seçiminde sonlu elemanlar analizi ile yapılacak çalışmalara ışık tutmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Nordin, M., and Frankel, V.H., (2012), Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
2. Foran, J.R.H. (2020). Total knee replacement. OrthoInfo. Available from: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement/>
3. Kim, Y-M., and Joo, Y-B. Patellofemoral Osteoarthritis. Knee Surgery Related Research. 2012;24(4):193-200. doi: 10.5792/ksrr.2012.24.4.193.
4. Martin, GM.(2023). You knee. Gregory M.Mrtin, MD. Available from: <http://www.gregorymartinmd.com/>
5. Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi Dragoshastanesi. (t.y.). Total diz protezi. <https://bezmialemdragoshastanesi.com/tr/Sayfalar/ortopedi/total-diz-protezi.aspx#>
6. Algün, D. (2018, Aralık 28).Diz protezi. Deniz Algün. Erişim adresi: <https://www.denizalgun.com/diz-protezi#>
7. Samson AJ, Mercer GE, Campbell DG. Total knee replacement in the morbidly obese: a literature review. ANZ J Surg 2010; 80:595.
8. National Library of Medicine.(2023). Knee replacement. Available from: <https://nlm.nih.gov>
9. Inacino MCS, Paxton EW, Graves SE et al. Projected increase in total knee arthroplasty in the United States - an alternative projection model. Osteoarthritis Cartilage 2017; 25:1797.
10. Favre, J., and Jolles, B.M., Gait analysis of patients with knee osteoarthritis highlights a pathological mechanical pathway and provides a basis for therapeutic interventions. Efort Open Reviews, 2016. 1(10):p.368-374.
11. Agency for Healthcare Research and Quality. (2022). Healthcare cost and utilization project (HCUP). Available from: <https://www.ahrq.gov/data/hcup/index.html>
12. Skogö Nyvang, J. Different perspectives of living with osteoarthritis and outcomes after knee arthroplasty. Karolinska Institutet. 2020
13. Dal'Oca, C., Ricci, M., Vecchini, E., Giannini, N., Lamberti, D., Tromponi, C., and Magnan, B., Evolution of TKA desing, Acta Biomedica, 2017. 88(2): 17-31.
14. Subaşı, M., and Karataş, Ç., Titanyum ve Titanyum Alışımından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme, Polietnik Dergisi, 2012. 15(2): p.87-103.

15. Provaggi, E., et al., 3D printing assisted finite element analysis for optimising the manufacturing parameters of a lumbar fusion cage. *Materials & Design*, 2019. 163: p.107540.
16. Sheth, N.P., and Foran, J.R.H. (2023) Arthritis of the knee. *OrthoInfo*. Available from:
<https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/arthritis-of-the-knee/>
17. Goldblatt, J.P., and Richmond, R.C. (2023). Anatomy and biomechanics of the knee. *Brian J.Cole Operative Techniques in Sports Medicine*. 11(3). p:171-245.
18. Simon SR, Alaranta H, An KN, et al: Kinesiology, in Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR (eds): *Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System* (ed 2). American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000. p:730-827.
19. KANG, K-T., KOH, Y-G., LEE, J-A., and CHUN, H-J. (2020). Computational biomechanics of knee joint arthroplasty: a review. *Mechanical Engineering Reviews*.
20. Turan, K. (2022). Diz anatomisi. Kayahan Turan Erişim adresi:
<https://kayhanturan.com/blog/diz-eklem-anatomisi/>
21. Ünalınış D. (2016). Osteoartritli hastalarda femoral kondil kırırdağı yüzey alanı ve hacminin hesaplanması (Yüksek lisans tezi).
22. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi* (4), 1 Güneş Kitapevi, Ankara, 2006: 22-25.
23. Anne M.Gilroy (Author), *Anatomisi Atlası* (2th edition)-n2014: 365.
24. Snell RS, Alt Ekstremiteler, In: *Tıp Fakültesi Öğrencileri için Klinik Anatomi* (1), Yıldırım M. (Edt.), Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 1988: 507-583.
25. Britannica, T. Editors of Encyclopaedia (2023, April 16). Fibula. *Encyclopedia Britannica*. Available from:
<https://www.britannica.com/science/fibula-bone>
26. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. *Tıp Fakültesi için Gray's Anatomi* (1), Yıldırım M. (Edt.), Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 1988: 507-583.
27. Martelli S, Pinskerova V : The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br* 84:607-613, 2002.
28. Üçüncü, K. (2020, Şubat 7). 1/2 Hareket sistemi ve çalışma duruşları. 25 Kasım 2022 tarihinde <https://avesis.ktu.edu.tr/kucuncu/dokumanlar> adresinden erişildi.
29. Algün, D. (2018, Temmuz 5). Diz anatomisi. Erişim adresi:
<https://www.denizalgun.com/diz-anatomisi>

30. Ege, R. Diz Anatomisi. Diz Anatomisi. Diz Sorunları, Editör Ege R, 1998:3,27-54.
31. Aydın A.T. Diz Eklem Anatomisi. Tandoğan, R., Alparslan, M.(edt.) (1999) Diz Cerrahisi. Haberal Vakfı, Ankara, 5-18.
32. Sarsılmaz M. İnsan Anatomisi, Akademi Basın ve Yayıncılık, İstanbul, 2014:99-100
33. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus Anatomi Atlası Cilt-1, Genel Anatomi ve Hareket Sistemi, Çeviri Editörü: Yıldırım M, Marur T, Nobel Tıp kitapçıları, 2007, s360-509.
34. Nishida, M., Biomechanics. Journal of Artificial Organs, 2009. 12(1): p.23-26
35. Sebik, A. (1989). Diz protezleri. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcia, 23(5): 255-268.
36. Eralp, L. (2012). Deformite düzeltmede planlama ve temel tedavi. [Powerpoint slides]
37. Dennis, D. (2023). TKA axial alignment. Orthobullets. Available from: <https://orthobullets.com/>
38. Flandry F, Hommel. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. Sport Med Arthrosc Rev. 2011. 19(2): p.82-92.
39. D'Lima, D.D., Fregly, B.J., Patil, S., Steklov, N., and Colwell, C.W. (2012). Knee joint Forces: Prediction, measurement, and significance. Institution of Mechanical Engineers, 226(2).
40. Yüce, A., and İmren, Y. (2021). Valgus deformiteli dizde total diz protezi. Totbid Dergisi, 20: 542-550.
41. Anderson, J.G., Wixson, R.L., Tsai, D., Stulberg, S.D., Chang, R.W. (1996). Functional Outcome and Patient Satisfaction in total knee patients over the age of 75. The Journal of Arthroplasty, 11(7), 831-840.
42. Brozman, S.B., Manske, R.C., Daugherty, K., (2011). Clinical Orthopaedic Rehabilitation: an evidence- based approach: Elsevier Health Sciences.
43. Shindo, Y., Takahashi, K., Ikuta, F., Iseki, Y., Harada, K., Kato, K. (2020). Deep heat therapy system with resonant cavity applicator for articular cartilage in knee osteoarthritis. The Journal of Physical Therapy Science, 32: 823-827.
44. Güden, M., SPİNAL ENSTRÜMANLARIN METAALÜRJİK ÖZELLİKLERİ, 2004.

45. Kilimci, F.S., Kara, M.E. (2013). Kemiklerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan temel biyomekanik kavramlar. *Animal Health, Production and Hygiene*, 2(2): 235-239.
46. Cuppone, M., Seedhom, B.B., Berry, E., and Ostell, A.E., The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. 2004. 74(3): 302-9
47. Yan, J-B., Geng, Y., Xie, P., and Xie, J., *Construction and Building Materials*. 2022.
48. Kurtz, S., et al., *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Plastics Desing Library, 2015.
49. Freeman M, Swanson S, Todd R. Total replacement of the knee desing considerations and early clinical results. *Acta Orthopaedica Belgica*. 1973;39(1):181-202.
50. Robinson RP. The early innovators of today's resurfacing condylar knees. *The Journal of arthroplasty*. 2005;20:2-26.
51. Beillas P, Papaioannou G, Tashman S, Yang KH. A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(7):1019-30. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.022>.
52. Miyoshi S, Takahashi T, Ohtani M, Yamamoto H, Kameyama K. Analysis of the shape of the tibial tray in total knee arthroplasty using a three dimension finite element model. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(7):521-5.
53. Chu T. An investigation on contact stresses of new jersey low contact stress (NJLCS) knee using finite element method. *Journal of Systems Integration*. 1999;9, 187-199.
54. Srirekha, A., and Bashetty, K., Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 2010. 21(3): p: 425.
55. Liu, W.K., S.Li, and Park H.S., Correction to: Eighty Years of the Finite Element Method: Birth, Evolution, and Future, *Archives of Computational Methods in Engineering*, 2022.
56. Data, M.M.P. Matweb Material Property Data. Available from: [https:// www.matweb.com/](https://www.matweb.com/)
57. Moreno-Camacho, C.A., Montoya-Torres, J.R., Jaegler, A., and Gondran, N., systematic literature reiew Sustainability metrics for real case applications of the supplychain network design problem: A systematic literature review, 2019. 231: p.600-618.

58. Kurtz, S.M. (2009). A Primer on UHMWPE. Stewen Kurtz. UHMWPE Biomaterials Handbook. China. pp:1-10.
59. Stöckhert, F. Fracture Mechanics applied to Hydraulic Fracturing in Laboratory Experiments. 2015, Ruhr-University Bochum.
60. Tsuang, Y-H., et al., Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation—A finite element study. Medical Engineering & Physics, 2009. 31(5): p.390.
61. Courtney, T.H., Mechanical behavior of materials. 2005:Waveland Press.
62. Lim, H, and S.W. Hoag, Plasticizer effects on physical-mechanical properties of solvent cast Soluplus® films. Aaps Pharmscitech, 2013. 14(3): p. 903-910.
63. Akgünoğlu, A., and Erzincanlı, F., Salıncak Kolu Borçlarının Çıkma Yükünü Etkileyen Parametrelerin İncelemesi, Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2019. 7(1): p.729-747.
64. Oujebbour, F-Z., et al., Multicriteria shape design of a sheet contour in stamping. Journal of Computational Design and Engineering, 2014. 1(3): p.187-193.

ÖZGEÇMİŞ

2013 yılında Karabük Üniversitesi Tıp Mühendisliği bölümüne başlayıp Eylül 2019’de mezun oldu. Ocak 2020’de Karabük Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsünde Biyomedikal Mühendisliği bölümünde tezli yüksek lisans öğrenimine başladı.

