

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI MALZEMELER İÇİN YENİLİKÇİ DİZ İMPLANTI TASARIMI VE
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Turan İBRAHİMOVA

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

TEMMUZ 2023

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI MALZEMELER İÇİN YENİLİKÇİ DİZ İMPLANTI TASARIMI VE
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Turan İBRAHİMOVA

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN

TEMMUZ 2023

Turan İBRAHİMOVA tarafından hazırlanan “Farklı Malzemeler için Yenilikçi Diz İmplantı Tasarımı ve Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Optimizasyonu” adlı tez çalışması 31.07.2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı: **Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN (Danışman)**
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi: **Doç. Dr. A. Çağatay ÇİLİNGİR**
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi: **Prof. Dr. Fehim FINDIK**
Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum “FARKLI MALZEMELER İÇİN YENİLİKÇİ DİZ İMPLANTI TASARIMI VE SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU” başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesi’nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığını, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(___/___/2023).

(imza)

Turan İBRAHİMOVA

Çok değerli ve her konuda desteklerini gösteren Aileme

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN'e, çalışmalarım sırasında bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Arş. Gör. Engin GEPEK'e, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen babam İbrahim İBRAHİMOV'a, annem Afaq İBRAHİMOVA'ya, yardımlarıyla bana katkıda bulunan abilerim Arzuman İBRAHİMOV ve Ayxan İBRAHİMOV'a, bilgilerini paylaşarak yardımcı olan yüksek lisans arkadaşlarım Gülistan DURSUN ve Beyzanur ERK'e teşekkürlerimi sunarım.

Turan İBRAHİMOVA

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
SİMGELER	xv
TABLO LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxi
SUMMARY	xxv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	3
2.1. Diz İmplantı Tasarımı ve Tarihi Gelişimi	3
2.2. Diz İmplantı Çeşitleri	6
2.3. Diz Eklemının Anatomik Yapısı	11
2.4. Diz Artroplastisi Tarihçesi	17
2.5. Diz İmplantlarında Kullanılan Malzemeler	20
2.5.1. Polimer malzemeler	22
2.5.2. Metal malzemeler	23
2.5.3. Seramik malzemeler	25
2.5.4. Diğer malzemeler	26
2.6. Diz Protezi Endikasyonları	26
2.7. Diz Protezi Komplikasyonları	28
2.8. Teorik Çalışmalar	31
2.8.1. Nümerik modelleme	31
2.8.2. Sonlu elemanlar analizleri çalışmaları	32
3. METOD VE YÖNTEMLER	35
3.1. CAD Modelinin Oluşturulması	35
3.1.1. Tez çalışmasında kullanılan Yapay diz modeli	37
3.1.2. Literatürde yer alan yapay diz modeli	37
3.2. Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması	38
3.3. Diz İmplantı Uygulamalarında Oluşan Enfeksiyonlar ve Yan Etkilerinin Teorik Olarak İncelenmesi	40
3.3.1. Endikasyonlar	40
3.3.1.1. Romatoid artrit	40
3.3.1.2. Osteoartrit	41
3.3.2. Komplikasyonlar	41
3.3.3. Enfeksiyonlar	42
4. SONLU ELEMANLAR ANALİZLERİ	45
4.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi ve Medikal Uygulamalar	45
4.2. Diz Modelinin Sonlu Elemanlar Analizlerinde Kullanılan Sınır Şartları	46
4.3. Analizlerde Kullanılan Parametreler	47

4.3.1. Analizlerde kullanılan tanımlamalar	47
4.3.1.1. Eleman tipi	48
4.3.1.2. Ağ (mesh) tipi ve yapısı	49
4.3.1.3. Malzeme modeli	50
4.3.2. Malzeme tipi.....	50
4.3.2.1. Polietilen.....	50
4.3.2.2. UHMWPE	51
4.3.2.3. PEEK.....	51
4.3.2.4. PMMA.....	51
4.4. Diz Modeli Üzerinde Uygulanan Statik Analizler	51
4.4.1. Basınç etkisinin incelenmesi	51
4.4.1.1. 0,4 MPa basınç uygulaması durumunun incelenmesi	52
4.4.1.2. 0,6 MPa basınç uygulanması durumu	53
4.4.1.3. 0,8 MPa uygulanması durumu	54
4.4.1.4. 1 MPa basınç uygulanması durumu	55
4.4.2. Et kalınlığı etkisinin incelenmesi	56
4.4.2.1. Et kalınlığına bağlı olarak gerilme ve deformasyon değişimleri	57
4.4.3. Malzeme türünün etkisinin incelenmesi.....	72
4.4.3.1. PE	72
4.4.3.2. UHMWPE	73
4.4.3.3. PEEK	73
4.4.3.4. PMMA.....	73
5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME.....	75
5.1. Genel Sonuçlar	75
5.1.1. Malzeme türünün analiz sonuçlarına etkisi	76
5.1.2. Diz modeline uygulanan basınçın analiz sonuçlarına etkisi	77
5.1.3. Diz modelinde kullanılan malzemelerin et kalınlığının deformasyon sonuçlarına etkisi.....	81
5.1.4. Maliyet performans etkisinin değerlendirilmesi	84
5.2. Tartışma ve Öneriler.....	85
KAYNAKLAR.....	87
EKLER.....	95
ÖZGEÇMİŞ.....	97

KISALTMALAR

AÇB	: Arka Çarpaz Bağ
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAE	: Bilgisayar Destekli Analiz
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
CR	: Çapraz Tutucu
MR	: Manyetik Rezonans
OA	: Osteoartrit
ÖÇB	: Ön Çapraz Bağ
PS	: Posterior Stabilize
SE	: Sonlu Elemanlar
TDA	: Total Diz Artroplastisi

SİMGELER

316 L	: Paslanmaz Çelik
3B	: 3 Boyut
C	: Karbon
Fe	: Demir
H	: Hidrojen
MPa	: Megapaskal
Mn	: Manganez
N	: Azot
O	: Oksijen
PE	: Polietilen
PEEK	: Polieter eter keton
PLA	: Poliaktik asit
PGA	: Poliglikolik asit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PU	: Poliüretan
P	: Fosfor
S	: Kükürt
Si	: Silisyum
Ti	: Titanyum
UHMWPE	: Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Et kalınlığına bağlı düğüm ve eleman sayıları.....	39
Tablo 4.1. Analiz sırasında kullanılan malzeme özellikleri [98,99,100,101].....	50
Tablo 5.1. Gerilme ve deformasyon analiz değerleri	75
Tablo 5.2. Malzeme-birim fiyatı	84

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Diz implantının tarihsel gelişimi [2].....	3
Şekil 2.2. Yapay olarak geliştirilmiş bir diz implantı ve bileşenleri [2].....	4
Şekil 2.3. İlk tasarlanan diz modelleri [3].....	5
Şekil 2.4. Menteşeli implant [6].....	7
Şekil 2.5. Menteşesiz (Kısıtlamasız) implant modeli [6].....	7
Şekil 2.6. Tibial-femoral unikompartmental implant [6].....	8
Şekil 2.7. Üçkompartmanlı implant türü [7].....	9
Şekil 2.8. Diz eklemi için altı dönme ve translasyon serbestlik derecesi [11].....	11
Şekil 2.9. Diz eklemine yapıları [24].....	13
Şekil 2.10. Eklem görünüşleri a) önden ve b) yandan görünüm [18]	13
Şekil 2.11. Patellanın görüntüsü: a) ön ve b) arka [21]	14
Şekil 2.12. Menisküsün koronal kesit görünümü (c: kondil, m:menisküs) [26].....	16
Şekil 2.13. Önden gösterilen diz eklemi [28]	17
Şekil 2.14. Gunston tarafından geliştirilen ve diz fleksiyon-ekstansiyon hareketinin sürekli olarak değiştiği J şekilli femur kondili gösterimi [35]	19
Şekil 2.15. Biyomalzemelerin klinik uygulama aşamasına geçiş süreçleri [44].....	21
Şekil 3.1. Diz modelinin CAD tasarımı	35
Şekil 3.2. CAD modelinin teknik resim görüntüsü: (ön görünüş, sol yan görünüş, üstten görünüş ve perspektif görünüşler verilmiştir)	36
Şekil 3.3. Tasarlanan diz modeli.....	37
Şekil 3.4. Literatürde yer alan yapay diz modeli [95].....	37
Şekil 3.5. Ansys için Workbench arayüzü	38
Şekil 3.6. Malzeme ile alt eklem arasında tanımlanan frictional kontakt tipi.....	39
Şekil 4.1. Tasarlanan yapay diz implantı modeli için sınır koşulları.....	46
Şekil 4.2. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan ağ eleman tipleri [96].....	48
Şekil 4.3. Ansys'te kullanılan katı 186 eleman tipi [97]	49
Şekil 4.4. İnsert analizinde uygulanan Mesh yapısı.....	49
Şekil 4.5. Analizde uygulanan sınır şartları	52
Şekil 4.6. 3 mm kalınlığındaki kıkırdak yapı üzerine 0,4 MPa basınç uygulanması durumunun incelenmesi a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA.....	53
Şekil 4.7. 3 mm et kalınlığına sahip farklı malzemelerden üretilmiş modellere 0,6 MPa basınç uygulanması a) PE, b) UHMWPE, c) PMMA, d) PEEK.....	54
Şekil 4.8. 3 mm et kalınlığına 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda farklı malzemelerden üretilmiş insert modellerinde oluşan gerilme değerleri: a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA	55
Şekil 4.9. 3 mm et kalınlığı için 1 MPa basınç uygulanması durumunda malzemelerde oluşan gerilme değerleri a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA	56
Şekil 4.10. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm	57

Şekil 4.11. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm.....	58
Şekil 4.12. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm.....	59
Şekil 4.13. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm.....	60
Şekil 4.14. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm	61
Şekil 4.15. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri: a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm	62
Şekil 4.16. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,8 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değeri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm	63
Şekil 4.17. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 1 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm	64
Şekil 4.18. 1 ile 5 mm et kalınlığı için 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda et kalınlığında oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm.....	65
Şekil 5.1. Gerilme et kalınlığı grafiği, (0,4 MPa basınç etkisinde).....	76
Şekil 5.2. Deformasyon-et kalınlığı grafiği (0,4 MPa basınç etkisinde).....	77
Şekil 5.3. Gerilme-et kalınlığı.....	78
Şekil 5.4. 0,6 MPa basınçın uygulanması	79
Şekil 5.5. 0,8 MPa için basınçın uygulanması	80
Şekil 5.6. 1 MPa basınçın incelenmesi	81
Şekil 5.7. 0,4 MPa basınçla deformasyon değişimi	82
Şekil 5.8. 0,6 MPa basınçla deformasyon değişimi	82
Şekil 5.9. 0,8 MPa için inceleme	83
Şekil 5.9. 0,8 MPa basınçla deformasyon değişimi	83
Şekil 5.10. 1 MPa basınç uygulanması zamanı deformasyon değişim grafiği	83
Şekil 5.11. Et kalınlığına bağlı olarak birim fiyat değişimi grafiği	84

FARKLI MALZEMELER İÇİN YENİLİKÇİ DİZ İMPLANT TASARIMI VE SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU

ÖZET

Total diz artroplastisi (TDA) 50 yıldan daha uzun bir süredir dizin kronik dejeneratif hastalıklarını tedavi etmek için kullanılmaktadır. Bu uygulama ortopedik uygulamalarda tercih edilen, başarı oranı yüksek olan ve ekonomik bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Total diz artroplastisi (TDA) yöntemi, diz eklemindeki hasarlı dokunun çoğunu protez bir implantla değiştirerek diz ağrısını hafifleten bir prosedürdür. Sadece ciddi diz eklemi yaralanmalarında, aşırı deformasyonların görülmesi durumunda veya osteoartrit gibi dejeneratif hastalıklarda bu implant kullanılmaktadır. Tüm bu hastalıklarda, hastalar az ya da çok, şiddetli ağrı, rahatsızlık ve uzuv hareketlerinin kısıtlanması gibi problemler görülmektedir. Bu tip implant uygulamasından sonra hasta, normal günlük aktivitelerine devam edebilmekte ve ağrı vb. problemleri önemli ölçüde hafifletmektedir. Hedefe yönelik refleks terapisi ve iyileşme egzersizleri sayesinde, eski hareket kabiliyeti yeniden sağlanabilmektedir. TKA uygulamasında, ağrının azalması ve genel yaşam kalitesinin artması gibi hedef çıktılarının yanısıra hastalarda tekrarlanabilir, kalıcı ve etkili iyileşmeler sağladığı görülmektedir. Total diz replasmanının endikasyonlarını ve prosedürlerini gözden geçirdiğimizde, bu yöntem, özellikle diz kireçlenmesi olan hastalarda önemli katkılar sağlamaktadır. Bununla birlikte, ağrının azaltılması, fonksiyonel iyileşme sağlanması ve yaşam kalitesinin iyileştirilmesi konularında hastalardan alınan geri dönüşlerde olumlu yönde artışların olduğu görülmüştür. Diz implantı uygulaması, osteoartrit (travmaya bağlı diz kireçlenmesi), sedanter yaşam tarzları, vücutta sağlığı bozacak şekilde yağ oranının artması, kıkırdak hasarının görülmesi, kıkırdak kaybına bağlı dizin aşınması ve eklemin başlıca görevlerinden olan eğilme hareketlerinin yapılamaması gibi yaşam kalitesini düşüren diz rahatsızlıklarının cerrahi olarak tedavisinde kullanılan seçeneklerinden biridir. İmplant ömrünü tahmin etmek ve olası sorunları öngörmek için, protez davranışı ve nitelikleri gerçeğine uygun olarak tasarlanan prototip modeller üzerinde test edilmelidir. İmplant üretiminde kullanılan malzemeler değişiklik göstermekle birlikte, tipik olarak plastik, seramik veya metal alaşımları gibi biyouyumlu olan malzemelerden yapılmaktadır. Kişiyeye bağlı olarak, implantın boyutları ve beklenen fonksiyonlar değişmektedir ve bu durum, implant tasarımını doğrudan etkileyen en önemli parametredir. Yanlış kemik rezeksiyonu, kusurlu implant bileşeni tasarımı ve implant bileşeninin zaman içinde aşınması gibi nedenlerden kaynaklanan problemlerle karşılaşmaktadır. Buna benzer şekilde, hatalı cerrahi tekniklerin uygulanması, implant bileşenlerinin hatalı üretimi, uygun olmayan implant seçimi, eklem gevşemesi ve hastaların önceden var olan anatomik kusurları nedeniyle de problemler ortaya çıkmaktadır. Total diz protezi uygulamalarında, protez ile kemik arasındaki boşluğu doldurmak için kemik çimentosu kullanılmaktadır. Çimento uygulanırken, protez takılırken, turnike gevşetilirken veya eklem küçültülürken, çimento embolisi veya kemik çimentosu implantasyon sendromu olarak bilinen sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Bu sorunun gerçek kaynağı bilinmemekte olup, uygulamanın sonucu ile ilgili belirsizlikler bulunmaktadır. Diz

implantı ve protez gibi ekipmanlar, mühendislerin, ortopedi uzmanlarının ve cerrahların ortak çalışmaları sonucunda geliştirilen tasarımlardır. Disiplinlerarası gerçekleştirilen bu iş birlikleri, uygulamanın başarı oranını artırmaktadır. Bu alanda kullanılmak üzere yeni malzemelerin araştırılması ve yeni teknolojilerin geliştirilmesine bağlı olarak bu süreçler daha da hız kazanmaktadır. İmplant geliştirme süreçlerinde biyo-uyumlu malzemelerin kullanılması, alerjik etkilerinin olmaması, antibakteriyel olması ve dış etmenlere dayanıklı olmasını sağlamak amacıyla araştırmaların sürekli devam etmesi gerekmektedir. Son yıllarda, biyomalzemeler ve dokular arasındaki etkileşimler konusunda yapılan araştırmalar da önemli bir artış görülmektedir. Günümüzde, artrit (ağrıya neden olan eklem hastalığı), kazalar veya spor yaralanmaları nedeniyle meydana gelen problemlerin sayısındaki artış, artroplasti ameliyatı geçiren hasta sayısında da artışa neden olmuştur.

Hastaların önemli bir kısmı implant uygulamasını tercih ederken, diğer bir kısmı cerrahi yöntemleri tercih etmektedir. Bu konuda doktor tavsiyesi önemli bir faktör iken, bazı durumlardan hastanın fikri alınarak seçim yapmasına imkân verilmektedir. Diz implantı uygulamalarında kullanılan malzemeler biyo-uyumlu olsa bile, vücut sıvısı ile temas etmesi, komplikasyonlar vb. nedenlerden dolayı bu özelliğini kaybedebilmektedir. Biyomalzemeler, çevrelerindeki dokular ve ortamla etkileşimleri nedeniyle, kanda serbest radikal iyonlarının oluşmasına neden olan mikroskobik partiküller üretir veya salmakta, bu da etkilenen bölgede iltihaplanmaya neden olmaktadır. Her implant malzemesi biyo-uyumlu olmakla birlikte, kendi içerisinde önemli farklılıklara sahiptir. İmplant uygulamaları, hastanın eklem yapısına ve uygulanacak cerrahi prosedüre göre özel gereksinimlere ihtiyaç duymaktadır.

Diz protezi ameliyatı sırasında, hasarlı veya yıpranmış diz eklemi bileşenleri yapay olarak geliştirilmiş implantlar ile değiştirilmektedir. Yapay implantların üretiminde metal, seramik ve plastik malzemeler kullanılmaktadır. Bu işlemler dizin işlevselliğini artırmak, ağrıyı azaltmak ve hastaların yaşam kalitesini yükseltmek amacıyla uygulanmaktadır. İmplantın kullanım durumuna bağlı olarak birbiri ile temas halinde olan parçalarda aşınma meydana gelmekte ve aşınmanın belirli bir sınırı geçmesi durumunda implantın değiştirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Diz replasmanlarının çoğunluğu 15 ila 20 yıl süre ile kullanılabilir. Yaşam standartlarının artmasına bağlı olarak beklenen yaşam süresinin sürekli arttığı günümüz koşullarında, bunun yetersiz olduğu açıktır. Örneğin, 50 yaşında total kalça protezi olan bir hastanın yaşamı boyunca bir veya iki kez yeniden ameliyat olması gerekebilir. Dize yük bindiren hareketlerden kaçınmak, çok gerekli olmadıkça koşmamak ve sağlıklı kiloyu korumak protez sonrası diz sağlığını korumak için çok önemlidir.

Yapılan tez çalışmasında, hastanın sağlık durumu, yaşı, cinsiyeti, kilosu vb. nedenlere bağlı olarak oluşan diz eklemi sorunlarını çözmek amacıyla, yapay diz implantı tasarımı yapılması planlanmıştır. Bu durumlarda, oluşturulan nihai model, herhangi bir üç bölmeli diz protezinin geometrik tasarımının karmaşıklığı ve bileşenlerin belirli boyutlarının özgünlüğü nedeniyle her hasta için özelleştirilmiş gerçeğe yakın bir model olmalıdır. İmplant tasarımı yapılırken, hastanın anatomik, fizyolojik ve kişisel özellikleri dikkate alınarak boyutlandırma yapılması implantın başarısını önemli ölçüde etkilemektedir. İmplant tasarımında yer alan en önemli adımlardan bir tanesi, hastanın anatomik ölçümlerine dayanan CAD tasarımının oluşturulmasıdır. Bu yöntemin en büyük avantajı, ilk modeli parametrik olarak oluşturduktan sonra, sadece tasarım boyutlarını değiştirerek modelin çok sayıda hastaya uygulanabilmesidir. Çalışmada bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli analiz (CAE) yöntemlerinin kullanılması hedeflenmektedir. Tasarımlar, SolidWorks yazılımında,

analizler ise, ANSYS WorkBench yazılımında gerçekleştirilmiştir. CAD modeli oluşturulduktan sonra ANSYS WorkBench yazılımı kullanılarak analizler yapılmış ve ardından SE yaklaşımı ile optimizasyon gerçekleştirilmiştir. Tasarımlar sırasında 5 farklı et kalınlığında yapay diz implantı modeli oluşturulmuş ve 4 farklı malzeme (PE, UHMWPE, PEEK, PMMA) dikkate alınarak farklı basınç değerleri etkisi altında implant üzerinde oluşan değişimler SE yöntemi ile incelenmiştir.

Sonuç olarak, tasarlanan yapay diz implantı modeli için optimum et kalınlığı, malzeme ve basınç değeri SE yöntemi ile optimize edilmiştir. Ayrıca maliyet yönünden karşılaştırma yapılarak en uygun diz implantı tespit edilmiştir. Diz implantı üretimi için kullanılması düşünülmüş biyomalzemelerin yanı sıra temel özellikleri, faydaları, dezavantajları, uygulama şartları ve bu gibi durumlara bağlı olarak ameliyat sonrası oluşabilen komplikasyonlar belirlenmiştir.

INNOVATIVE KNEE IMPLANT DESIGN FOR DIFFERENT MATERIALS AND OPTIMISATION BY FINITE ELEMENT METHOD

SUMMARY

Total knee arthroplasty (TKA) has been used for more than 50 years to treat chronic degenerative conditions of the knee. One of the most economical and consistently successful orthopedic procedures is total knee arthroplasty (TKA). Total knee arthroplasty (TKA) is a procedure that relieves knee pain by replacing the majority of damaged tissue within the knee joint with a prosthetic implant. Implants are only used in cases of severe knee joint injuries, excessive deformations or degenerative diseases such as osteoarthritis. All these diseases cause patients to experience more or less severe pain, discomfort and restricted limb movement. After the implant, the patient can resume normal daily activities, which relieves the pain. Through targeted reflex therapy and recovery exercises, mobility is restored during the procedure. TKA has led to reproducible, durable and effective improvements in patients, as evidenced by outcomes such as reduced pain and improved overall quality of life. In addition to reviewing the indications, risks and procedures of total knee replacement, this exercise plays an important role in the health of patients with knee arthritis. However, with regard to pain reduction, functional improvement and better quality of life, patient-reported outcomes have been shown to be significantly improved. The use of knee implants is one of the options used in the surgical treatment of knee conditions that reduce the quality of life, such as osteoarthritis (calcification of the knee due to trauma), sedentary lifestyle, increased fat content in the body that affects health, cartilage damage, wear and tear of the knee due to cartilage loss, and the inability to perform bending movements, which is one of the main functions of the joint. To anticipate implant life and foresee potential issues, prosthetic behavior and qualities must be studied before being implanted into a human body. An embed's composition may alter, however it is typically made of biocompatible substances like plastic, ceramics, or metal alloys. The affected person's needs can also influence the implant's design. Due to improper bone resectioning, defective implant component design, and implant component wear and tear over time, instability at the knee implants and subsequent stages following TKA are all brought on by these factors. Similar to this, faulty surgical techniques, inaccurate fabrication of implant components, inappropriate implant selection, joint loosening, and patients' pre-existing anatomical flaws all contribute to the misalignment of knee implants. Bone cement may be used during total knee replacement to fill the area between the prosthesis and bone. When applying cement, installing a prosthesis, loosening a tourniquet, or decreasing a joint, a condition known as cement embolism or bone cement implantation syndrome can cause hypoxia and/or hypotension as well as cardiac mortality. The real incidence of this issue is unknown, however it is still uncertain if it is uncommon or underdiagnosed.

Devices such as knee implants and prostheses are designs that are the result of collaboration between engineers, orthopaedic specialists and surgeons. This

interdisciplinary collaboration increases the success rate of the application. Research into new materials and the development of new technologies are accelerating these processes. Research is constantly being conducted to create implants that are fully biocompatible, do not cause side effects such as allergic, anti-bacterial and resistant to external influences. In recent years, significant research has been conducted into the interactions between biomaterials and tissues, as well as the use of biocompatible materials to reconstruct the body's natural tissues. In the present, there is an increase in patients suffering from arthritis or other injuries brought on by accidents or sports, which has led to an increase in the number of patients undergoing arthroplasty surgery. As a result, a sizable number of patients may choose a revision surgical procedure. The materials to be applied to form the knee implant must be biocompatible, meaning they must be able to function as intended within the body without triggering a reaction that would cause the body to reject them. Due to their interaction with the surrounding tissues and environment, biomaterials do manufacture or release microscopic particles that cause the blood to develop free radical ions, which in turn causes inflammation in the affected area. Due to the fact that only a small number of microscopic particles are emitted, only a few biomaterials are examined and used in the medical industry. However, the particular requirements of the implant's material to be utilized vary, and must be established by the patient's condition, the structural makeup of the joint, and the surgical procedure that will be applied. In knee replacement surgery, damaged or worn knee joint components are replaced with artificial implants. Metal, ceramic and plastic materials are used to make artificial implants. They are used to improve the functionality of the knee, reduce pain and improve the patient's quality of life. Depending on how the implant is used, the parts that come into contact with each other will wear out, and if the wear exceeds a certain limit, the implant will need to be replaced. Most knee replacements can be used for 15 to 20 years. This is obviously inadequate in today's environment where life expectancy is continually rising. For instance, a patient who has a total hip replacement at age 50 can require one or two reoperations throughout the course of their lifespan. It's crucial for maintaining knee health after a prosthesis to avoid actions that put strain on the knee, refrain from running unless absolutely essential, and maintain a healthy weight.

This dissertation aims to design an artificial knee implant to solve knee joint problems caused by the patient's health status, age, gender, weight, etc. In these situations, the final model created must be a lifelike model customized for each patient due to the complexity of the geometric design of any three-compartment knee prosthesis and the specificity of the particular dimensions of the components. In this way, when designing the implant model, the design size and geometric harmony should be determined by taking into account individual features such as anatomy and physiology. One of the most important steps during implant design is the creation of a CAD design based on the patient's anatomical measurements. The advantage of the method is that the model can be applied to a large number of patients by simply changing the design dimensions. The study aims to use Computer Aided Design (CAD) and Computer Aided Analysis (CAE) methods. The designs were done in SolidWorks software and the analyses were done in ANSYS WorkBench software. After the CAD model was created, analyses were performed using ANSYS WorkBench software and then optimisation was performed using the finite element approach. During the designs, artificial knee implant models with 5 different wall thicknesses and 4 different materials (PE, UHMWPE, PEEK, PMMA) were considered and the changes that occur on the implant under the influence of different pressure values were analysed using the finite element (FEM) method.

As a result, the optimum wall thickness, material and pressure value for the designed artificial knee implant model were optimised using the finite element method. In addition, the most suitable knee implant was determined by cost comparison. Furthermore, the side effects that occur after the application of the examined materials to the body were also examined. The biomaterials considered to be used for the production of knee implants, as well as their basic properties, benefits, disadvantages, application conditions and postoperative complications that may occur depending on such situations are determined.

1. GİRİŞ

Diz eklemi anatomik olarak geniş ve kompleks olan sinovyal membrana sahiptir [1]. Eklemlerin içerisinde kayganlaştırıcı özellikte olan bir sıvı doğal olarak bulunur. Eklemlerin içinde bulunan kaygan ve renksiz olan sıvıya sinovya sıvısı adı verilir. Sinovyal membran diz eklemindeki hasarlanmalara sıvı üreterek yanıt verir.

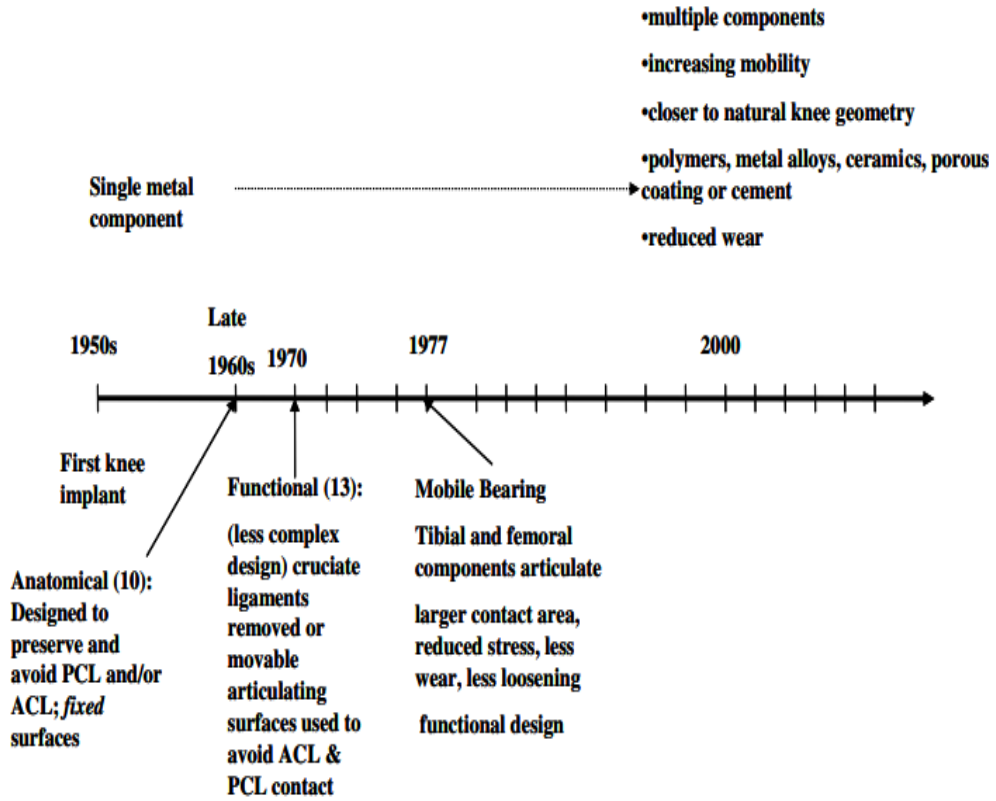
Zaman içerisinde osteoartrit, yaşlanma, diz eklemının orantısız kullanımı vb. diğer durumlardan dolayı diz ekleminde sıvı kaybı oluşur. Dizde sıvı kaybı teşhisi konulduktan sonra tedavi yöntemleri belirlenir. Bu yöntemler, ilaç tedavileri, diyet, kilo verme uygulamaları ve yapay sıvı enjeksiyonları olarak sıralanabilir.

Tez çalışmasında, bu yöntemlerin yerine geçebilecek farklı kıkırdak yapıların dayanımlarını incelemek amacıyla bir araştırma gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 4 farklı malzeme için 4 farklı basınç kuvveti uygulanarak 5 farklı et kalınlığında modeller oluşturulmuş ve bilgisayar ortamında Sonlu Elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucunda, diz eklemi tasarımına etki ettiğini düşündüğümüz, malzeme türü, basınç kuvveti, maliyet, dayanım ve yerdeğiştirme parametreleri teorik olarak incelenmiş ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Diz İmplantı Tasarımı ve Tarihi Gelişimi

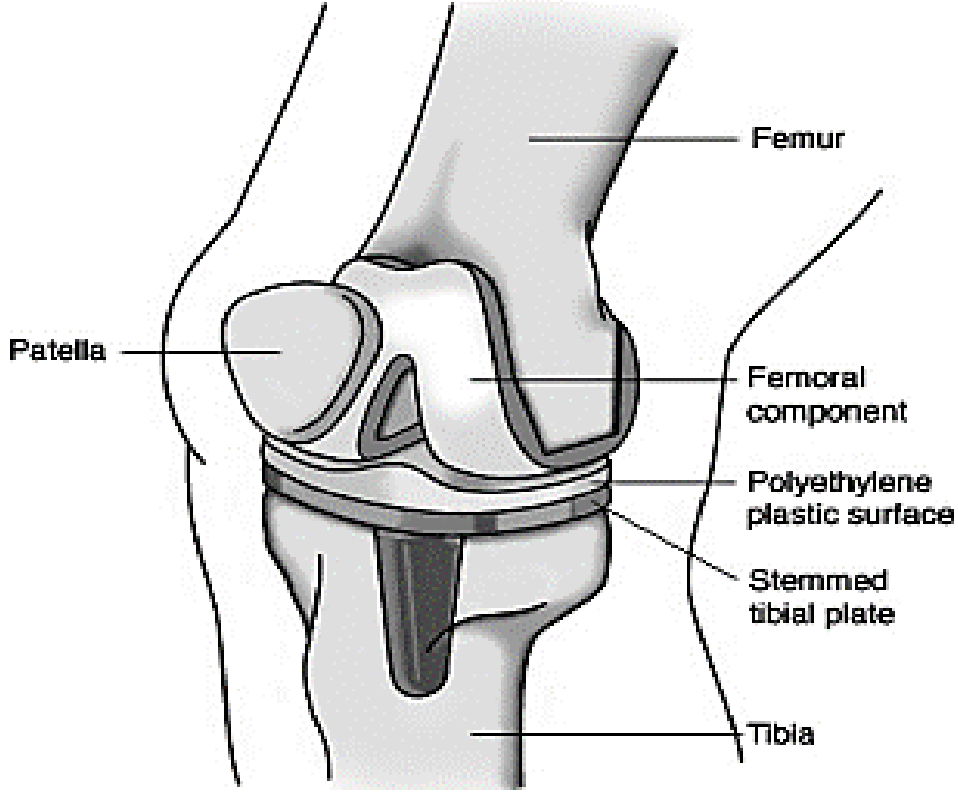
Diz implantları, zarar görmüş biyolojik bileşenlerin yerini almak üzere tasarlanmış yapılardır. Çoğu durumda, bu amaçla kıkırdak ve kemik eklemine, eklem yüzeylerinden çıkarılan sentetik malzemeler kullanılmıştır. McKeever, 1950'lerin sonunda ilk tasarım olan Tibial Plato Protezini geliştirmiştir [1]. Bu modelde sadece bir metal parça kullanılmıştır. İlk tasarımların ardından, gerçek diz modeline benzeyen ve daha fonksiyonel olan implantlar geliştirilmeye çalışılmıştır. Şekil 2.1'de diz implantı tasarımlarının tarihsel gelişimine bir bakış gösterilmiştir [2].



Şekil 2.1. Diz implantının tarihsel gelişimi [2]

Literatür çalışmalarında, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), metal ve seramikten malzemeleri kullanarak doğal diz eklemine benzer yapılar geliştirilmeye çalışılmıştır. Patellar komponent ve tibial eklem yüzeyi geliştirilirken

çapraz bağı polietilen veya UHMWPE benzeri malzemelerin kullanıldığı görülmüştür. Femoral komponent ve tibial plaka üretimi için paslanmaz çelik, kobalt krom molibden (CoCrMo), titanyum alaşımları kullanılmaktadır. Şekil 2.2’de femoral komponent ve tibial plakanın yapay olarak tasarlandığı bir diz implantı ve bileşenleri gösterilmiştir [2].

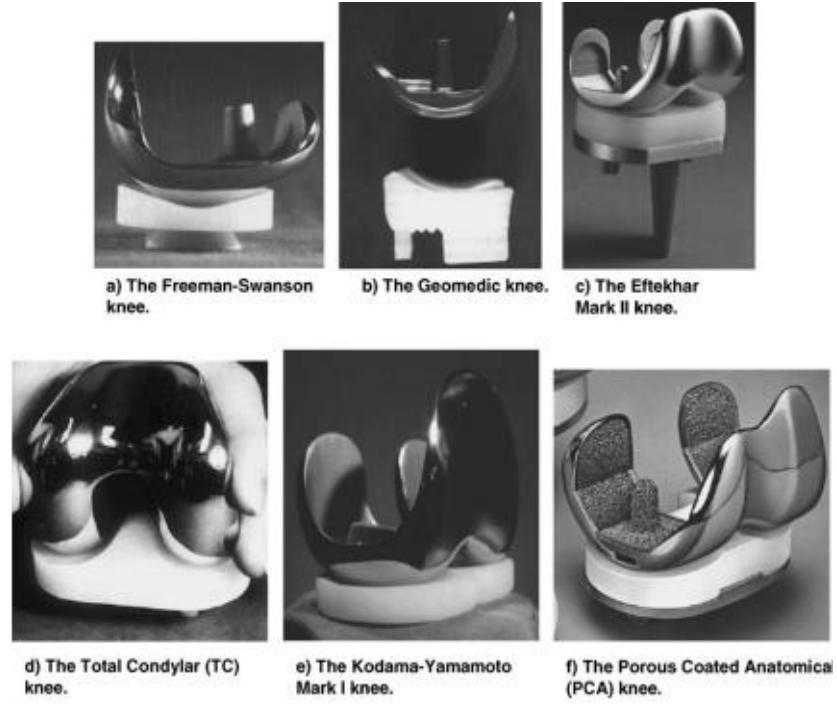


Şekil 2.2. Yapay olarak geliştirilmiş bir diz implantı ve bileşenleri [2]

Diz implantları 1960'ların sonlarında hem anatomik hem de fonksiyonel tasarım stratejileri kullanılarak geliştirilmiştir. Anatomik modeller, arka çapraz bağ ve ön çapraz bağı korumak için tasarlanmıştır. Anatomik tasarımların sabit yüzeyinde çapraz bağların eklemden geçmesine izin veren bir kesik yuva bulunmaktadır. 1960'ların sonu ve 1970'lerin başında yaklaşık on anatomik ve on üç fonksiyonel diz implantı üretilmiştir, bu da her iki yöntemin de üretimde diğerine üstünlüğü olmadığını göstermektedir. Diz implantları, tasarım yapılırken anatomik ve fonksiyonel yöntemler kullanılarak geliştirilmektedir [3].

Sabit, anatomik veya fonksiyonel tasarımlar, plastik bir tibial yüzey boyunca eklemlenen bir femoral bileşen içerirken, döner platformlu (mobil yataklı) diz implantlarının hem femoral bileşeni hem de tibial bileşeni yürüyüş sırasında etkili

olmaktadır. Fonksiyonel modellerde gerçekleştirilen iyileştirmeler, döner platformlu yatak tasarımlarının geliştirilmesine yol açmıştır. İlk mobil yataklı diz implantı 1977 yılında Buechel ve Pappas tarafından üretilmiştir [3, 4]. Bu pratik tasarım, New Jersey Low Contact Stress (NJLCS) diz modelinin temelini oluşturmuştur [3, 4]. Tüm eklem bağları diz tasarımında, "dönen bir tibial komponenti" ilk geliştiren onlar olmuştur [3]. İlk diz implantı tasarımlarından bazıları gösterilmektedir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. İlk tasarlanan diz modelleri [3]

Freeman-Swanson tarafından geliştirilen diz tasarımı "çimentolu olarak geliştirilen ilk total diz modelidir". Bu fonksiyonel model Freeman ve Swanson tarafından 1960'ların sonunda oluşturulmuştur. Bazı anatomik diz modellerinin kökleri Geomedic diz modeline dayanmaktadır. Bu modeller, "Çapraz bağları koruyan ilk çimentolu diz tasarımı [3]" olarak anılır ve 1971 yılında bir grup mühendis ve doktor (Averill, Khowayla, Coventry, Riley, Finermann, Turner ve Upshaw) tarafından geliştirilmiş faydalı bir modeldir. Diz implantı tasarımındaki bir diğer gelişme, modülerlik yönünden 1973 yılında Eftekhari Mark II dizinin geliştirilmesiyle sağlanmıştır. Sabitleme için tibial plaka ilk kez bu işlevsel modelde tanıtılmıştır. Eklem bağlarının bulunduğu tam diz modeli ilk olarak Mark II modüler tasarımında kullanılmıştır, ancak; Robinson "gerçekten başarılı ve yaygın olarak kullanılan ilk işlevsel implantı [3]" ürettiğini ifade etmiştir.

İlk anatomik diz eklemi olan Kodama-Yamamoto Mark I diz modeli, Yamamoto ve Kodama tarafından geliştirilmiştir [3]. On yıl kadar sonra, Hungerford, Kenna ve Krackow ilk gözenekli kaplamalı yapıdaki tam eklem bağları olan diz implantını yaptılar. Gözenekli yapıda kaplamalı anatomik (PCA) diz implantının femoral bileşeni kobalt krom ile kaplanmış ve destek için femura yerleştirilen elemanlar içeriyordu. PCA olarak isimlendirilen bu ürün 1979 yılında üretilmiştir [2].

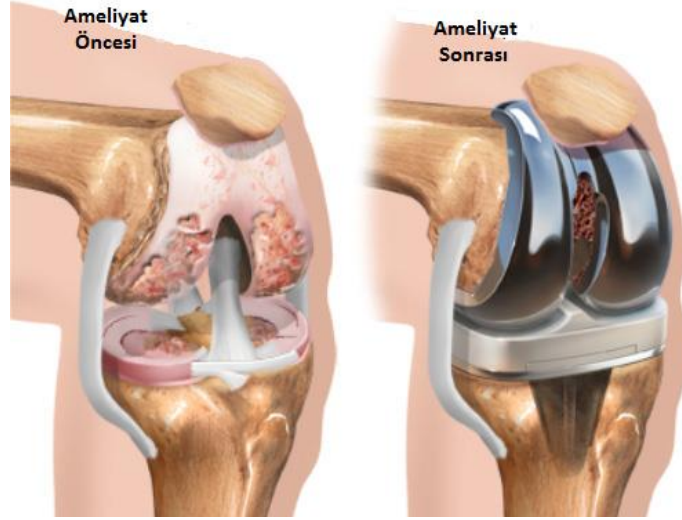
Gerçekleştirilen yıllık implant sayısı, cinsiyet, yaş ve bileşen türleri gibi verileri izlemek için birçok ülkede gönüllü kalça ve diz implantı kayıtları oluşturulmuştur [5]. Raporda, maliyetler ve belirli modellere ilişkin ayrıntılar hakkında bilgi verilmemiştir.

Parlatma sayesinde femoral bileşenler çizilmeye karşı daha dayanıklı hale getirilmiş ve diz implantı modellerinin oluşturulması konusunda büyük ölçüde ilerleme kaydedilmiştir. Tibial bileşenler, UHMWPE kullanımı sayesinde aşınmaya karşı daha dirençli hale getirilmiştir. Sabitlemedeki (Fiksasyondaki) gelişmeler sayesinde implant ile diz eklemine çevreleyen kemikler arasında geliştirilmiş, biyolojik fiksasyon teknikleri veya daha güçlü çimentolu bağlantılar artık mümkün hale gelmiştir. Bununla birlikte, diz implantlarının sürekli kullanımı sonucunda ortaya çıkan aşınma ve fiksasyon gibi sorunlar daha önemli hale gelmiştir [2].

Diz implantı olan hastalar her zamankinden daha aktif duruma gelmiş, bu nedenle hastaların uzun vadeli memnuniyeti ve hayatta kalması için doğal dize çok benzeyen sağlam implantların oluşturulması çok daha önemli olmuştur.

2.2. Diz İmplantı Çeşitleri

Farklı implant tiplerini ayıran en önemli özellik, femoral ve tibial bileşenleri arasında fiziksel bir bağlantı olmamasıdır. İki ana diz implantı grubu bulunmaktadır. Bunlar; menteşeli ve menteşesiz implantlardır. Şekil 2.4'te gösterilen menteşeli implantlar, diz ligamentlerinde ciddi yaralanmaları bulunan hastalarda kullanılmaktadır. Bu tip implantlarda, femur ve tibianın bağlantısı eklemli bir mekanizma ile birleştirilmektedir. Bu mekanizma, yatay konumda fleksiyon ve ekstansör hareketleri içermektedir [6].



Şekil 2.4. Mentşeli implant [6]

Kısıtlamasız veya yarı sınırlı (kayan) implantlar, dizdeki normal fizyolojik hareketi (fleksiyon-uzatma, içe ve dışa doğru dönüklük, dönme) simüle etmek için tasarlanmıştır (Şekil 2.5). Bu tip implantlar, stabilite için hastanın kollateral bağlarına güvenirlir. Değiştirilmesi gereken birim sayısına bağlı olarak, sınırsız sayıda gruplandırılabilen diz implantları tek bileşenli implantlar, iki bileşenli implantlar, üç bileşenli implantlar veya genel diz implantları olarak gruplara ayrılabilir [6].



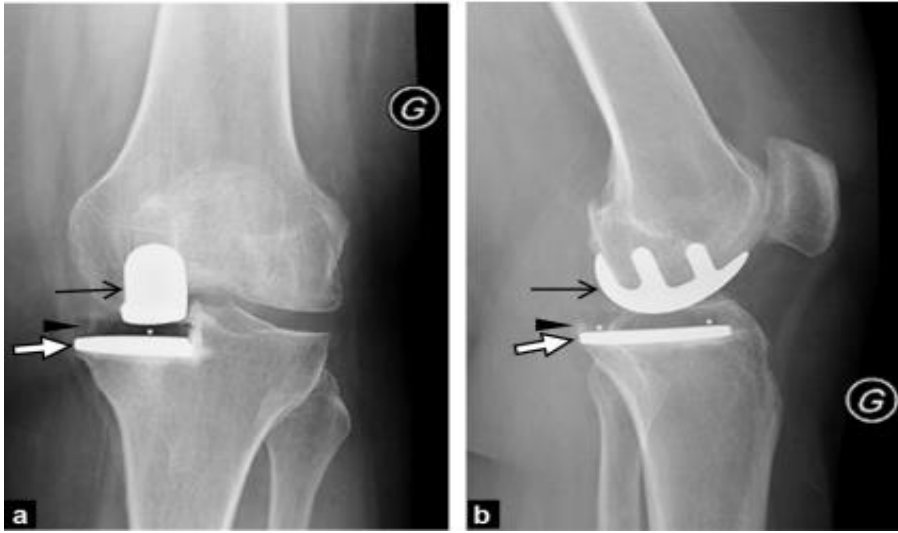
Şekil 2.5. Mentşesiz (Kısıtlamasız) implant modeli [6]

Sadece bir kemik kompartmanının değiştirilmesi gerektiğinde, tek kompartmanlı implantlar kullanılır. Bu implant çeşidinde patellofemoral eklem ile temas bulunmamaktadır. Total diz artroplastisinin ilk dönemlerinde tek kompartmanlı implantlar kullanılmış ve birçok cerrah sonuçların iyi olmadığını bildirmiştir. Romatoid artrit ve hemofili gibi sistemik hastalıklar bu tür implantlar için uygun

adaylar değildir. Genel olarak, 60 yaşın üzerindeki hastalar ve dizin sadece bir kompartmanını etkileyen artrozlar en iyi sonuçları göstermiştir [7]. Ameliyat öncesi MR görüntüleme, ön çapraz bağın (ACL) sağlam olduğunu doğrulamak için uygun bir yöntemdir. Hangi kompartmanın değiştirilmesi gerektiğine bağlı olarak, aşağıda listelenen iki implant tipinden biri kullanılır [6].

1. Tibial-femoral unikompartmental implantlar;
2. Patellofemoral implantlar.

Tibial-femoral unikompartmental implantlar. İmplant, femoral ve tibial bileşenden oluşmaktadır (Şekil 2.6). Doğal eklemin inferior ve posterior tarafları tek taraflı bir metal femoral komponent ile değiştirilir ve tibia tek taraflı bir metal taban plakası ile implante edilir. Tibial taban plakasına takılan (sabit yataklı protez) veya takılmayan (hareketli yataklı protez, sadece medial kompartman replasmanı için) bir polietilen malzeme, metal bileşenleri birbirinden ayırır [6].



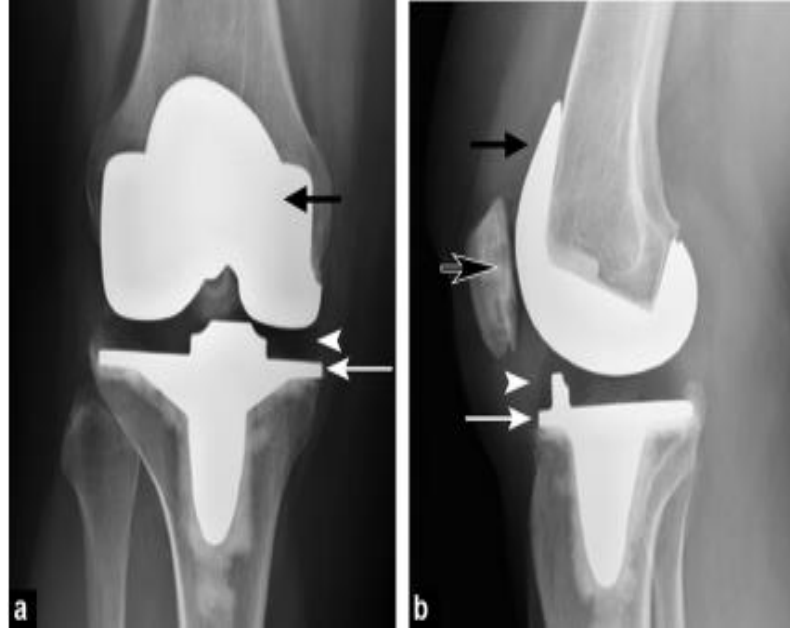
Şekil 2.6. Tibial-femoral unikompartmental implant [6]

Patellofemoral implantlarda, doğal trokleanın yerini, polietilen patellar bileşene bakan metal bir troklear bileşen almaktadır ki bileşenli implantlarda, medial, lateral tibial ve femoral kompartmanlar değiştirilmektedir [7].

Patellofemoral ekleme dokunulmamaktadır. Çoğunluğu birinci nesil olan tam diz implantları, çift kompartmanlı diz implantları olarak isimlendirilmektedir ve bu implantlarda başarı oranının düşük olması nedeniyle artık kullanılmamaktadır [8].

Üç kompartmanlı implantlar, en yeni implant türleridir. Bu implant uygulamalarında medial ve lateral kompartmanların yanı sıra patellofemoral eklem yüzeyi de değiştirilmektedir [7]. Total diz artroplastisinde (TDA) üç kompartmanlı implantlar tercih edilmektedir (Şekil 2.7). Aşağıda listelenen parçalar, patellofemoral ve tibial-femoral kompartmanların yerini almaktadır [6].

- Bir troklea ve iki kondil içeren metal bir femoral bileşen;
- Tibia için metal taban plakası;
- Tibial taban plakasına sabitlenmiş (sabit yataklı protez) ya da hareketli (hareketli yataklı protez) bir polietilen insert;
- Polietilenden yapılmış patella kalkanı.



Şekil 2.7. Üçkompartmanlı implant türü [7]

Hastalar için hem sabit yataklı hem de hareketli yataklı implantlar mevcuttur. Sabit yataklı tasarımda, metal tibial taban plakası ve polietilen insert sıkıca birleştirilmiştir. Ancak hareketli yataklı tasarımda insert küçük bir dereceye kadar dönebilmekte ve biraz daha geniş hareket aralığına imkân vermektedir.

Çapraz tutucu (CR) ve posterior-stabilize (PS) tasarımlar olarak da bilinen arka çarpaz bağlar (PCL), sabit yataklı implantların bir başka türüdür. Diz büküldüğünde, PS tasarımı eklemi stabilize etmek ve tibianın femurun altına geri kaymasını önlemek için benzersiz bir mekanizma kullanır. PCL fonksiyonunu değiştirmek için, derin çukurlu

tibial komponent, tibial kam ve üçüncü bir ultra uyumlu eklem dahil olmak üzere, birçok farklı PS mekanizması kullanılmaktadır [6].

Üç bileşenli, üç kompartımanlı implantları aşağıda listelendiği gibi üç bölümde incelemek mümkündür [7].

1)Kısıtlamasız implantlar: Bu tip implantlar büyük ölçüde eklem stabilitesini sağlayan implantlar olup yumuşak dokuların sağlam olduğu durumlarda kullanılmaktadır.

2) Yarı bağlantılı implantlar: Bu implant grubunda yer alan implantlar, protezlerin çoğunu içermektedir. Uzman bir cerrah, yumuşak doku ve doğru protez seçimi ile ciddi anormallikleri iyileştirebilmekte ve normal hizalamaya sahip stabil ve hareketli bir eklem sağlayabilmektedir. Bu tip implantlar, büyük ölçüde eklem stabilitesini sağlayan yumuşak dokuların sağlamlığına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Kemik greftleri, metal kamalar, özel implantlar veya bağlı implantlar, önemli ölçüde kemik kaybı olduğunda kullanılmaktadır.

3) Tam bağlı implantlar: Bu implant grubunda kullanılan bağlantılar, menteşeler, dönebilen menteşeler ve menteşesiz bağlantılardan oluşmaktadır. Bu grupta, İmplant ve implant-çimento araryüzündeki zorlanmalar oldukça fazladır. Çünkü bu tür implantların tümü diz hareketlerini bir veya daha fazla düzlemde kısıtlamaktadır. Protez uygulamalarında bu durum, yüksek oranda gevşemeye, aşırı aşınmaya ve kırılmaya neden olmaktadır. Sabit menteşeli protezler ve bazı menteşesiz bağlantılı protezler, çok yüksek başarısızlık oranına sahip olduğundan artık kullanılmamaktadır. Dizlerde aşırı deformite, instabilite ve kemik yetmezliği durumları döner menteşeli protezler ve seçilmiş menteşesiz bağlantılarla (tümör vakaları gibi) tedavi edilebilmektedir [7].

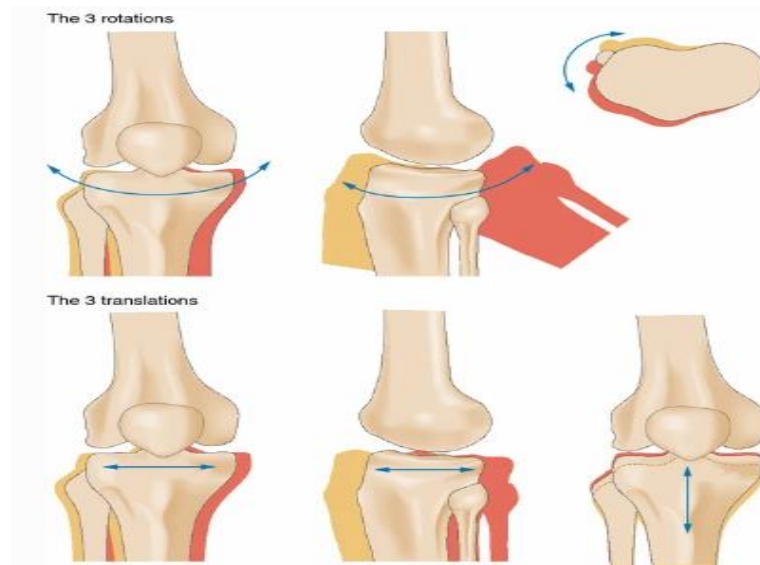
Kullanılan implantın türüne ve cerrahın eğilimine bağlı olarak çimentolu veya çimentosuz bir yöntem kullanılabilir. Çimento uygulandığında, implant ile destekleyici kemik arasında bir sızdırmazlık oluşturarak ameliyattan sonra neredeyse anında yürümeyi ve hareket etmeyi sağlayabilmektedir. Çimentosuz operasyonlarda, maksimum osseointegrasyonu teşvik etmek için, implant bileşenlerinin kemiğe mümkün olduğunca rahat oturduğundan emin olmak çok önemlidir. Osseointegrasyonu teşvik etmek için, çimentosuz implantların yüzeyleri işlenmektedir (düzensiz, gözenekli yüzeyler, ankraj mandalları, vb.) [6].

2.3. Diz Eklemine Anatomik Yapısı

Diz eklemi, üzerine etki eden basınç yüklerine dayanacak şekilde evrimleşmiştir. Femur, tibia, patella ve fibula gibi kemik parçalarının yanı sıra bağlar, tendonlar, kaslar ve eklem kapsülü arasındaki ideal etkileşimin bir sonucu olan diz eklemine karmaşık işlevi, diz eklemine değişken morfolojisindeki tek sabittir. Sadece tek bir görevi yerine getiren çok fazla anatomik yapı yoktur. Genel olarak, birkaç anatomik bölgenin karmaşık iş birliği, diz eklemine işlevini ortaya çıkarmaktadır [8].

Diz eklemi, insan vücudunda karmaşık bir yapıya sahip olan eklemler arasında yer almaktadır. Diz eklemine karmaşık yapısı gözönünde bulundurularak, farklı yaklaşımlarla sınıflandırmalar yapılmıştır. Bu özelliklerdeki diz eklemi, sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin varlığının yanı sıra frontal düzlemde varus ve valgus rotasyonunda en büyük hareketlere sahip bir eklemdir [9].

Diz, iki kemik ekleminde oluşur: femur ve tibia arasındaki eklem, vücut ağırlığının çoğunu desteklerken, patella ve femur arasındaki eklem, kuadriseps femoris kasının kasılmasıyla oluşan stresleri sürtünmesiz bir şekilde diz üzerine aktarır [10]. Dizin iki ana eklemine oluşturan patellofemoral eklem ve femorotibial eklem, dizin üç farklı düzlemde hareket etmesini sağlar (sagittal, transvers ve frontal). Bu, fleksiyon, ekstansiyon (sagittal düzlemde), iç ve dış rotasyon (enine düzlemde), varus ve valgus stresi dahil olmak üzere altı farklı hareket aralığına izin verir (ön düzlem) (Şekil 2.8) [11]. Diz, vücudun en büyük iki kaldıraç kolu olan femur ve tibia arasındaki konumu ve ağırlık taşıma işlevi nedeniyle yaralanmalara yatkındır [9].



Şekil 2.8. Diz eklemi için altı dönme ve translasyon serbestlik derecesi [11]

Diz eklemının stabilitesi kemik yapıların uyumu ile garanti edilemez. Diz eklemi, vücuttaki tüm eklemler arasında en geniş hareket aralığına sahip olan eklemdir ve bağ bütünlüğü, bu eklemın stabilitesini ve çalışmasını olumlu yönde etkilemektedir. Statik (kemik yapılar, kapsül, menisküs ve bağlar) ve dinamik (kaslar ve tendonlar) sistemler eklemleri stabilize etmek için birlikte çalışır [12, 13].

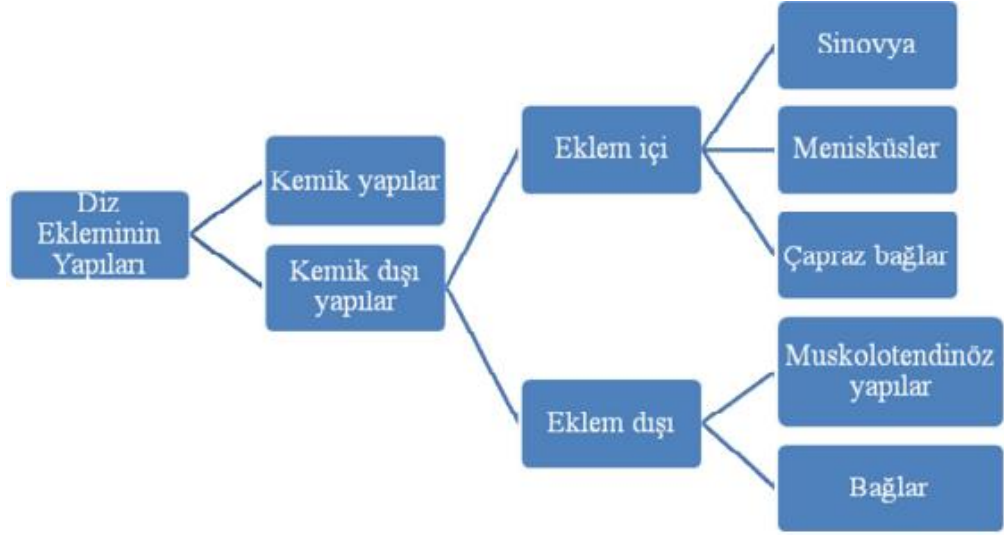
Diz eklemi birden fazla yönde hareket edebilir. Diz ekstansiyondan fleksiyona geçerken tibianın femur üzerindeki hareketini rotasyon ve kayma hareketi takip eder. Sonuç olarak, femurun dönme merkezi sürekli olarak değişir [14].

Hem birincil hem de ikincil stabilizatörler diz eklemını, yerinde tutmak için çalışır. Dizi çevreleyen kaslar birincil diz stabilizasyonunda ikincil bir rol oynarken, her ikisi de dizin güvenilir işlevini desteklemek için iş birliği yapar. Kaslar hareket sırasında dinamik olarak güçlendirilmek ve kasılmak için tendonlara bağlandığından, bağlar tehlikede olduğunda ve kas kuvvetinin yardımına ihtiyaç duyduğunda, bu işlem istemsiz çalışma ile gerçekleştirilir. Dizin interkondiler eklem boşluğunu fibröz bir eklem kapsülü çevreler [9].

Bağlar, eklemleri destekleyen ve bir kemiği diğerine bağlayan fibröz doku bantlarıdır. İki medial ve lateral kollateral bağın yanı sıra iki daha güçlü bağ (çapraz bağlar) diz eklemını güçlendirir ve tibianın femura göre aşırı anterior, posterior, varus ve valgus hareketini önler. Kuadriseps femoris tendonunun inferior devamı olan patellar bağ, proksimalde patellanın apeksine ve distalde tibial tüberositeye bağlanır [15, 16].

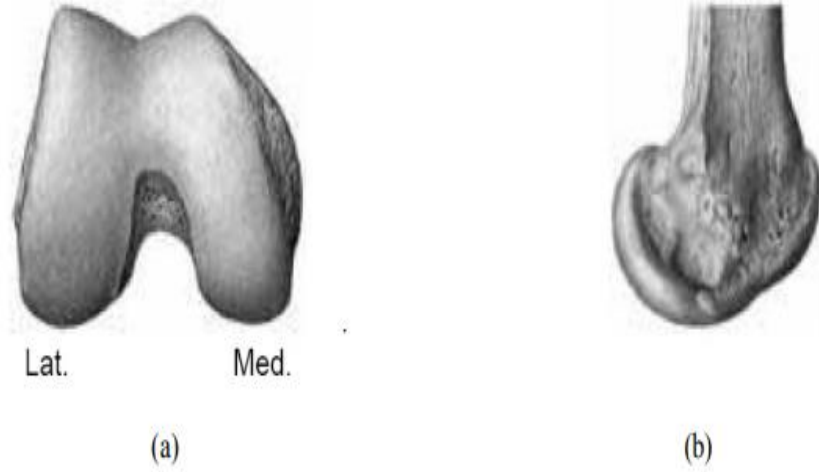
Dizin anatomik yapısının Şekil 2.9'da verildiği gibi 3 grupta yerleştirilmesi Larson ve James tarafından önerilmiştir [17].

- 1) Kemik yapılar;
- 2) Eklem dışı yapılar;
- 3) Eklem içi yapılar.



Şekil 2.9. Diz ekleminin yapıları [24]

Kemik yapılarında. Femur eklem bağlarının boyutları ve biçimleri eşit değildir. Eksantrik olarak kıvrılan iki yuvarlak çıkıntı femoral eklem bağlarıdır. Femoral bağlar, küresel arka yüzeylere ve oval ön yüzeylere sahiptir. Eklem bağları büyük boyutlu ve şekil olarak düzensizdir. Eğrilik daha simetriktir ve medial bağlar daha büyüktür (Şekil 2.10) [18,19].



Şekil 2.10. Eklem görünümleri a) önden ve b) yandan görünüm [18]

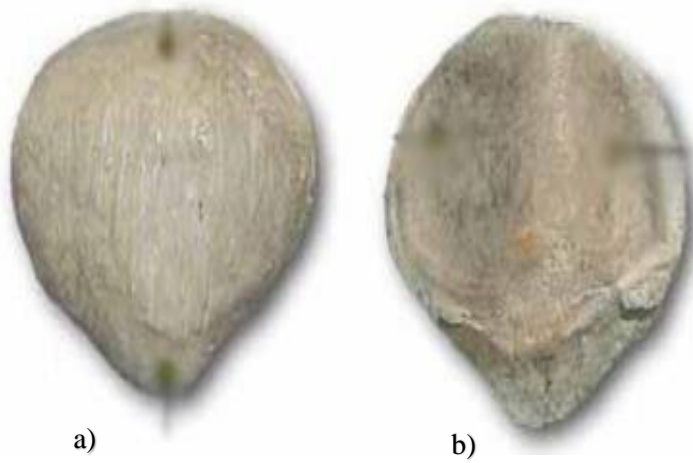
Küresel arka yüzeyler fleksiyonda geniş bir hareket aralığı sağlarken, oval ön yüzeyler ekstansiyonda stabiliteyi artırmaktadır [19, 20]. Lateral bağlar, frontal düzlemde medial bağlardan daha güçlüdür. Dizin anatomik sapması bunun için kullanılan tıbbi terimdir [19].

Sagittal düzlem ile medial eklem eksenini 22° açı yapmaktadır. Bu açı, kondilleri sagittal düzlemde eksantrik hale getiren mil dirsek mekanizmasını üretir. Bu süreç, lateral ligamentlerin gerginliğinin ekstansiyon sırasında yükselmesine ve fleksiyon sırasında düşmesine neden olur [19, 21].

Patella, iki kondil arasında bir kanalın içinde yuvarlanır. Genellikle troklea olarak bilinen patellofemoral kanal bu kanaldır [19]. Ön ve arka çapraz bağlar, kondil çubuklarının arasında ve arkasında bulunan interkondiler çentikte yer alır [21]. Temas yüzeyini artırmak ve yük iletimini iyileştirmek için kondiller anteriorda birleşir. Femur diyafizine kıyasla kondillerin öne doğru çıkıntıları oldukça azdır. Arkada daha belirgindirler [22].

Medial ve lateral tibial kondiller ve bunları ayıran interkondiler çıkıntı tibial kondilleri oluşturur. Medial ve lateral kondiller arasında görsel ayrımlar mevcuttur. Birincil yük taşıyan bileşen, içbükey bir forma sahip olan medial kondildir. Lateral eklemler ise konveks bir yapıya sahiptir [22].

Eklemde en küçük kemik bileşeni patelladır. Sesamoid kemik olarak da bilinir ve tendon veya kas dokuları arasında bulunabilen en büyük sesamoid kemiktir. Kabaca üçgen şeklindedir. Görevi, ekstansör mekanizmadaki kaldıraç kolunu daha uzun hale getirmektir. Üstüner (2006) ve Karg'a (2008) göre alt kısmı üst kısmından daha dardır. Patella, dizin ekstansör mekanizmasında kuadriseps ve patellar tendon arasında yer alır. Dikey bir çıkıntı patellanın medial ve lateral fasetlerini eklem yüzeyinden ayırır (Şekil 2.11) [19, 21].



Şekil 2.11. Patellanın görüntüsü: a) ön ve b) arka [21]

Diz kapağının fonksiyonları:

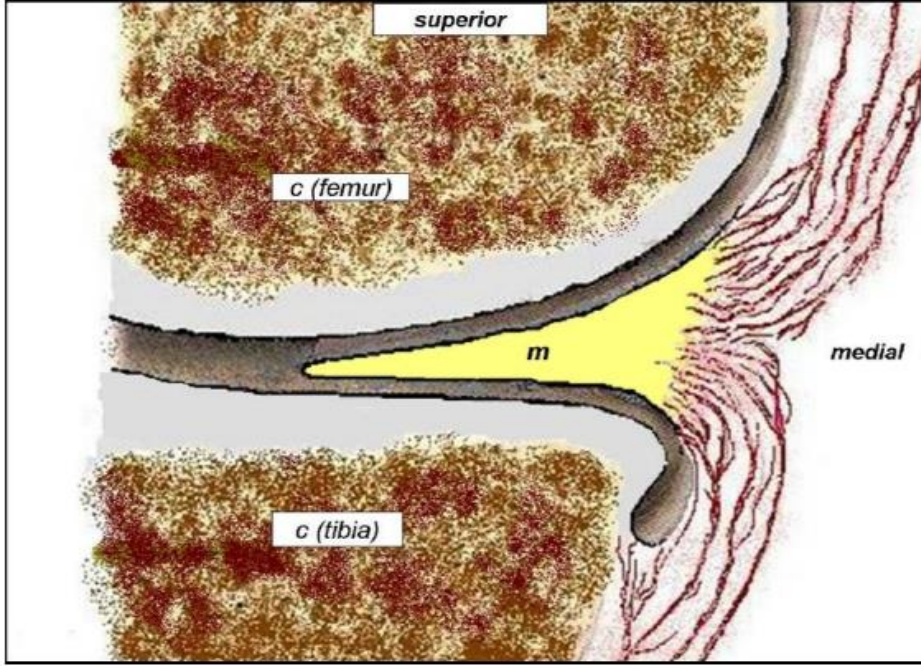
- Ekstansör mekanizmanın kuvvet kolu uzatılarak kuadrisepsin gücü artırılır.
- Kuadriseps kaslarından gelen dört kuvvetin bütünleştirilmesiyle patellar tendon en az sürtünmeyle hareket ettirilir.
- Distal femuru korur.
- Dize estetik görüntü verilmesini sağlar [24].

Eklem dışı yapılar: Eklem boyunca uzanan snovia, kapsül, kollateral bağlar ve muskulotendinöz üniteler, diz eklemine destekleyen ve fonksiyonları üzerinde etkisi olan eklem dışı yapılardır. Kuadriseps mekanizması, gastroknemius, medial ve lateral hamstring grupları, popliteus ve iliotibial bant muskulotendinöz ünitelere örnektir [22]. Kuadriseps kası dizdeki en önemli ekstansör mekanizmadır. Muskulotendinöz yapılar, rektus femoris, vastus medialis, lateralis ve intermedius kaslarından oluşur.

Ligamentler: Ligament olarak bilinen fibröz bir membran eklem kapsülünü oluşturur. Patellar tendon bu yapının dizdeki en önemli örneğidir. Yaklaşık 6 cm uzunluğundaki düz ligamentöz patellar tendon, patellanın alt tarafından uzanan bir yakaya sahiptir. Üstüner (2006) ve Karg'a (2008) göre, diz eklemine fibröz kapsülü hem medial hem de lateral olarak kalınlaşır ve kolletral ligament yapısına bağlanır [19, 21].

Eklem içi yapılar: İnsan vücudundaki en geniş ve en karmaşık olan sinovyal membran diz eklemine bulunur. Sinovyal membran, femur, tibia ve patellanın eklem yüzeylerini, menisküs ve eklem içi bağları ve eklemle ilişkili yüzeyleri kaplar. Mezenkimal doku grubuna ait olan sinovyal membran, eklem kıkırdağı ve kayganlık için sinovyal sıvı üretir. Bazı durumlarda diz eklemine etkileyen enflamatuvar, enfeksiyöz, dejeneratif gibi sinovyal patolojiler ortaya çıkar. Sinovyal zarın bir başka işlevi de eklemdeki hasara sıvı üretmekle yanıt vermektir. Yapı olarak sinovyal membran fibrözdür, kapsülün iç kısmını oluşturur ve çapraz bağları sarar. Ancak menisküsler sarma işleminin bir parçası değildir [19, 21].

Menisküsler eklemi örten ve femoral kondillerin tibianın implant kullanılan yüzeylerine oturmasını sağlayarak düzensizliği ortadan kaldıran yapılardır. Halka benzeri küçük bir deliği vardır ve C şeklinde biçimlendirilmiştir (Şekil 2.12) [26].



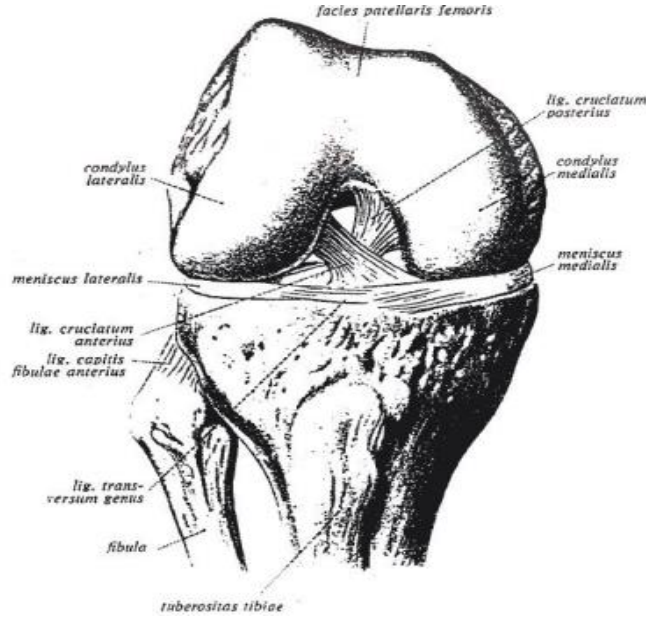
Şekil 2.12. Menisküsün koronal kesit görünümü (c: kondil, m: menisküs) [26]

Üçgen benzeri bir kesite sahiptir. Tibial eklem yüzeyinin üçte ikisini çevreleyerek konkaviteyi derinleştirir. Medial menisküs, dairesel bir şekle sahip olan lateral menisküse göre daha az hareketlidir [23]. Tibial platonun eklem yüzeylerini derinleştirmenin yanı sıra eklemlerin stabilitesine, yağlanmasına ve beslenmesine katkıda bulunurlar [22].

Çapraz bağlar: Ön çapraz bağ, lateral femoral kondilin medialinden başladıktan sonra anterior tibial eminensin lateral tarafına yapışır. Femur ile karşılaştırıldığında, tibial yapışma alanı daha büyük ve daha sağlamdır. Uzunluğu 31 ila 33 mm arasındadır. Birincil amacı tibianın öne doğru hareket etmesini engellemektir. İn vitro araştırmalara göre, diz fleksiyonu sırasında tibianın öne doğru kaymasına neden olan basınçların %85'i ön çapraz bağ (ÖÇB) tarafından karşılanır. Yan bağların yokluğunda, iç-dış ve varus-valgus gerilmelerine de dayanabilir [21, 25].

Arka çapraz bağ (AÇB), ön çapraz bağa göre daha güçlüdür. AÇB, medial femoral kondilin lateral yüzeyinden başlar ve distalde tibial eminensin posterior tarafına kadar uzanır. Uzunluğu yaklaşık 38 mm'dir. Başlıca görevi tibianın arkaya doğru kaymasını önlemektir ve dönerken menisküsleri sabit tutarak, rotasyonun getirdiği gerilmeleri de azaltır. Diz büküldüğünde femur tibia boyunca yuvarlanabilir. Başka bir deyişle, arka çapraz bağ dizde femoral geri dönüş mekanizmasını kolaylaştırır [19, 21, 25].

Sadece kemik yapılar kullanılarak diz ekleminde uyum oluşturulamaz [27]. Dizi çevreleyen iç ve dış yan bağlar, çapraz bağlar ve yağ dokusunun bütünlüğü uygun fonksiyon ve stabiliteyi sağlar (Şekil 2.13) [14, 19, 28]. Eklem dışı yapılar olan muskulotendinöz yapılar ve çevresindeki kas dokuları dizde dinamik sınırlayıcılar olarak görev yaparken, kemik yapılar, kapsül ve bağlar statik sınırlayıcılar olarak görev yapar [21, 27].



Şekil 2.13. Önden gösterilen diz eklemi [28]

Tüm bu yapılar dizin fleksiyon ve ekstansiyonunun yanı sıra femoral kondillerden geçen transvers eksen etrafında abduksiyon, addüksiyon, iç rotasyon ve dış rotasyon hareketlerine izin verir [12, 13].

2.4. Diz Artroplastisi Tarihçesi

Total diz artroplastisinde çeşitli protezler kullanılır ve yaklaşık 40 yıllık tarihi boyunca diz artroplastisi çok sayıda başarı ve başarısızlık döngüsünden geçmiştir. İlk aşamalarında (1970-1974) unikondiler, duokondiler veya menteşeli çeşitler kullanılmıştır. Ancak, bu uygulamalar düşük başarı oranları nedeniyle durdurulmuştur. Total diz artroplastisi, total kondiler yerine, başarı oranı daha yüksek olan bir modelle değiştirilmiştir [30].

Yumuşak doku interpozisyon artroplastisi 19. yüzyılın sonlarında ve 20. yüzyılın başlarında denenmiştir. Verneuil 1860 yılında eklem yüzeyini yeniden oluşturmak için

yumuşak doku yerleştirmeyi içeren bir prosedür olan interpozisyon artroplastisini önermiştir. O zamandan beri, domuz kesesi, naylon, femoral kılıf, dizin ön kısmı ve selofan dâhil olmak üzere birçok farklı malzeme denenmiştir [30].

Ferguson şiddetli ankiloz veya enfeksiyon ya da tüberküloz kaynaklı deformiteler için rezeksiyon artroplastisini denedi (1861). Diz ekleminden kırıkdağın çıkarılması ve subkondral yüzey boyunca hareketin sağlanması bu operasyondaki iki adımdı. Çok az kemik çıkarıldığında dizler kendiliğinden kaynamakta, daha fazla kemik çıkarıldığında ise diz iyi hareket etmekle birlikte yetersiz stabiliteye sahip olmaktaydı. Sonuçlarının vasatın altında olması nedeniyle, bu operasyonlar yalnızca zorunlu kalınması durumunda denenmiştir [31].

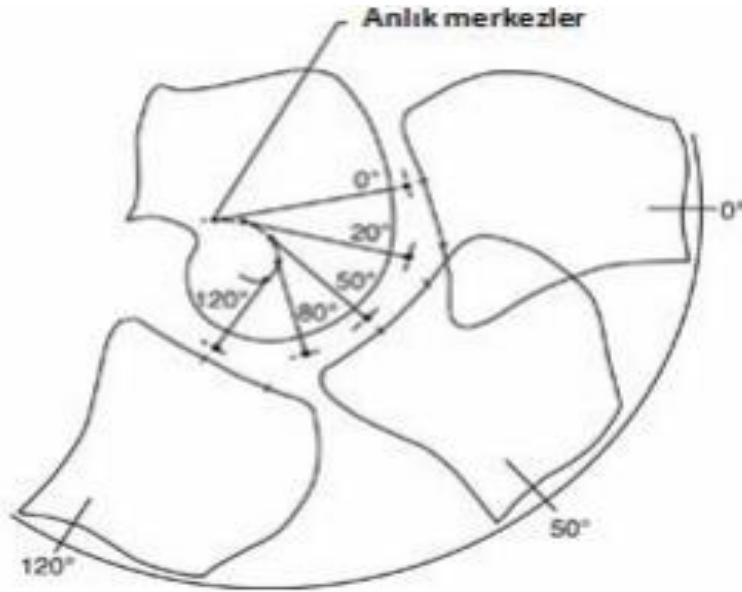
Campell 1920'lerde ve 1930'larda serbest fasya lata adı verilen yumuşak dokuyu interpozisyon malzemesi olarak kullanmıştır. Daha sonra, iltihaplı veya dejenerasyonlu dizlerdeki zayıf performansı ve hareket kabiliyetini neredeyse tamamen kaybetmiş dizlerin tedavisindeki kısmi etkinliği nedeniyle bu kullanımdan vazgeçilmiştir [32].

1930'ların sonunda, metalik interpozisyon artroplastisi ilk kez kullanıldı. Kalça kalıp artroplastisi ile olumlu sonuçlar elde edildikten sonra, Campbell ve Smith-Peterson metal femoral kalıp artroplastisini [32] ve McKeever ve MacIntosh (1958) tibia hemiartroplastisini önerdi [33]. Geliştirilen tibial plato protezini hasarlı tarafa uygulayarak anormalliği tedavi etmeye çalıştı. Romatoid artritli hastalar bu süre zarfında Mc Keever'ın tibial plato protezini düzenli olarak kullandılar [34]. Ancak, bu prosedürlerin tümü ağrıyı azaltma ve yüksek oranda interpozisyon başarısızlığı açısından tatmin edici olmayan sonuçlara sahipti ve sonuç olarak yaygın olarak kabul görmediler [30].

Judet 1947 yılında ilk menteşe tarzı protezi geliştirmiştir [35]. Femur ve tibia eklem yüzeylerinin yerini alan menteşeli bir protez 1950'lerde Walldius [36] tarafından oluşturuldu ve o zamandan beri birçok cerrah bu temel konsepti modifiye etti. Menteşeli protezin mekanik ve yapısal stabilitesi sayesinde tüm bağlar ve yumuşak dokular çıkarılabildiğinden, teknik olarak gerçekleştirilmesi kolaydır ve intramedüller sapın yapay diz eklemi ile kendi kendine hizalanmasına izin verir. 1950'li ve 1960'lı yıllarda menteşeli total diz artroplastisi ile diğer diz artroplastisi tasarımlarına kıyasla daha fazla hastada tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir [30].

Guepar daha sonra rotasyon eksenini posterioara kaydırılmış menteşeli bir protez geliştirmiştir. Guepar'ın menteşe tarzı protezinin o dönemde yaygın olarak benimsenmesine rağmen, enfeksiyon ve gevşeme sorunlarının önüne geçilememiştir. 1981'de oluşturulan sferosentrik protez, rotasyon hareketi ve kondil yüzeyi ayarlama özgürlüğüne izin vermiştir. Yeni ve çağdaş protez tasarımlarının bir sonucu olarak menteşeli protezlerin kullanım endikasyonları kısıtlanmıştır [35].

Gunston 1971 yılında polisentrik diz artroplastisini icat etmiştir [37]. Bu, Charnley'in sürtünmesi azaltılmış kalça artroplastisi teorilerinin uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Gunston'ın diz artroplastisi, yüksek yoğunluklu polietilene nispeten düz bir tibial interpozisyon ve femoral kondillerin arka kısmının yerini alan yuvarlak bir femoral protez içeriyordu. Bu bağlar stres emilimine yardımcı olmak için kullanılmıştır. "Femoral roll-back "in karmaşık hareketlerinin yerini alan bu parçalar kemik çimentosu ile kemiklere yapılandırılmıştır (Şekil 2.14) [35]. Geliştirilmiş hareket kabiliyeti ve serbestliği polisentrik diz artroplastisini başlangıçta etkili kıldı, ancak sunduğu sabitleme yetersizdi [30].



Şekil 2.14. Gunston tarafından geliştirilen ve diz fleksiyon-ekstansiyon hareketinin sürekli olarak değiştiği J şekilli femur kondili gösterimi [35]

Coventry ve arkadaşları 1972 yılında Mayo Clinic'te geomedik diz artroplastisini geliştirmişlerdir [38]. Bu artroplastide tek bir yapıya sahip ve femur kondilleri ile temas halinde olan bir polietilen tibial alet kullanılmıştır. Bu tasarım başlangıçta

Çapraz bağı korumak için oluşturulmuştu, ancak bazı durumlarda patolojik bir arka çapraz bağ eklem hareketini kısıtlıyordu. Bu tasarımı birincil dezavantajı aşırı ve hızlı gevşemeydi [30].

Imperial College Hastanesi'nde (Londra) Freeman ve arkadaşları [39] tarafından, kollateral bağın gücünden yararlanarak "oluk içinde silindir" gibi işlev görecek bir femoral ve tibial protez oluşturulmuştur. Kurtarma prosedürleri sırasında enfeksiyon riskini azaltmak ve diz eklemi işlevini en st düzeye çıkarmak için, n ve arka çapraz bağlar kesilmiş ve tibial protezde intramedüller sapmanın önüne geçilmiştir. Bununla birlikte, tibial protezin gevşemesi önemli bir dezavantaj olarak ortaya çıkmıştır [30].

Total diz artroplastisinin ağdaş dönemi 1970'lerde başlamıştır. Insall'ın geliştirdiği tüm kodler protez, řu anda kullanılmakta olan trikompartmantal protezin öncüsüdür. Polietilen patellar ve tibial bileşenlerin yanı sıra krom-kobalt femoral bileşene sahip olan bu protez için arka çapraz bağ kesilmiştir. Femoral metafiz, polietilen tibial eklem yüzeyine 95 derece fleksiyonda bağlanmış, bu durum ise fleksiyonu sınırlamıştır. Çünkü femoral kayma ve yuvarlanma hareketleri mümkün olmamaktadır. 1978 yılında Insall-Burstein güçlendirilmiş arka çapraz bağlara sahip tasarımlar oluşturmuştur. Bu tasarıma göre, kondiller posteriora doğru hareket edebilmekte ve femur geri dönebilmektedir. Bunun nedeni femoral komponentte 70 derece fleksiyondan sonra tibial komponentin merkezi ıkıntısıyla temas edebilmesidir. Arka apraz bağ işlevi sayesinde bu mekanizma fleksiyonu artırmıştır [35]. Insall-Burstein protezi, takip eden yıllarda diğer total diz tasarımlarını oluşturmak için modifiye edilmiştir. Bunu takiben tartışmalar, patellar yüzeyin değiştirilip değiştirilmeyeceği, arka çapraz bağın kesilip kesilmeyeceği, fiksasyon, aşınma ve bunlara eşlik eden daha az aşınan, uzun ömürlü malzemeler konularında olmuştur [40].

2.5. Diz İmplantlarında Kullanılan Malzemeler

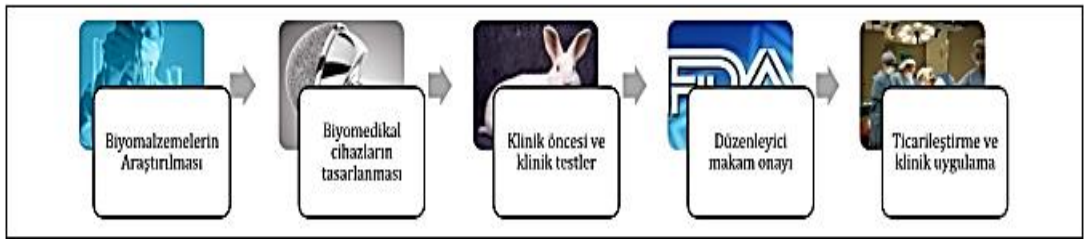
Bazı vücut dokularının hasar görmesi sonucu veya başka nedenlerden dolayı kendi fonksiyonlarını yerine getirememesi durumunda insanlar tarafından yapay organlar geliştirilmesi gündeme gelmiş ve bununla birlikte biyouyumlu implant malzemelerin kullanımı önerilmiştir [41].

Vücut içerisinde farklı koşullara uygun olarak kullanılan, biyolojik sistemlerle etkileşim halinde olan herhangi bir doku, organ vb. malzemeler ile uyumlu çalışabilen, vücut içi, vücut dışı ve vücutla temas durumunda olan tmmalzemeler biyomalzemeler

olarak tanımlanabilir [43]. Tıpta önemli bir yere sahip olan biyomalzemeler, insan vücudunun farklı bölgelerinde farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Doğal veya sentetik bileşiklerden oluşan biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevini yerine getirir. Biyomalzemeler buldukları yere göre insan vücudundaki sıvılarla sürekli temas halindedir [45].

İdeal bir implant yumuşak dokulara fiziksel olarak zarar vermemeli, iltihaplanmaya, alerjiye veya aşırı duyarlılığa neden olmamalı, yabancı cisim reaksiyonu oluşturmamalı, kimyasal olarak inert olmamalı, kansere neden olmamalı, yapısını veya sürekliliğini kaybetmemeli, istenen şekli almalı, sterilize edilebilmeli ve yeterli mekanik özelliklerden yoksun olmamalıdır [42].

Biyomalzemelerin klinik uygulamaya ve deneysel testlere geçiş süreci uzun bir zamandan sonra gerçekleşmiştir. Bu süre içerisinde biyomalzemelerin sentezi, implantların tasarımı ve uygulama prosedürleri belirlenmiştir. Biyomalzemelerin klinik uygulama aşamasına geçişi Şekil 2.15'te gösterilmiştir [44].



Şekil 2.15. Biyomalzemelerin klinik uygulama aşamasına geçiş süreçleri [44]

Biyomalzemeler, mekanik dayanım (yorulma, aşınma, elastiklik vb.), biyoyumluluk, kimyasal dayanım gibi özellikleri kendi bünyesinde bulundurmaktadır. Bu özelliklerden herhangi birini taşıyamayan implant malzemesi vücut tarafından reddedilmektedir [43].

Biyomalzemeler ortopedide osteoporoz gibi hastalıklar nedeniyle zayıflamış eklemleri ve kemikleri onarmak veya kırık kemikleri stabilize ederek iyileşmelerini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bir ortopedik implantın vücutta implante edildiği bölge ile mekanik empedansı (uyumluluğu) malzemenin mekanik özellikleri ile sağlanmalı ve malzemenin vücuttaki kimyasal direnci de yüksek olmalıdır [43].

Ortopedide kullanılan biyomalzemeler sınıflandırılmasına göre, implant malzemeleri metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere 4 gruba ayrılırlar. Bazı

kaynaklarda biyomalzemeleri tıbbi uygulamalar sırasında sert doku ve yumşak doku yerine kullanılacak malzemeler olarak da sınıflandırıldığı görülmektedir. Biyomalzemelerin büyük bir çoğunluğunu metaller oluşturmaktadır. Seramikler, polimerler ve kompozitler ise metal olmayan biyomalzemeler arasındadır [43].

2.5.1. Polimer malzemeler

Biyomalzeme olarak tanınan polimer malzemeler geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Polimerler, monomerler olarak adlandırılan küçük moleküllerin birbirleriyle zincir şeklinde bağ kurup, yüksek molekül ağırlıklı bileşikler oluşturması olarak tanımlanır [42]. İlk kez 1920 yılında alman kimyager Hermann Staudinger tarafından 10.000 veya daha fazla atomdan oluşan makromolekül kavramı öne sürülmüştür. Monomerlerin yapılarında genellikle C, H, O, N, S elementleri bulunur. Staudinger 1953 yılında kimyaya önemli katkılarından dolayı Nobel ödülünü almış bilim insanlarından biridir.

Polimerlerin metallerle birlikte yaygın olarak kullanılan alanlarından biri de yapay eklemlerle ilgilidir. Polimer malzemelerin kalça ve diz protezi sorunlarında kullanılan bileşenlerine örnek olarak polimer yatak ve kayan metal küresini tanımlanabilir. Total kalça ve diz protezlerinde yatak malzemesi olarak ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen'in kullanılmasının avantajları bulunmaktadır. Genellikle kalça ve diz protezlerinde UHMWPE uygulanması başarılı bir şekilde uygulanabilmektedir. Bunun nedeni, implant malzemesi olarak kullanılan malzemelerin yüksek mukavemete sahip olması, aşınma ve yorulma dayanımı gibi özelliklerinin daha iyi olmasıdır [43].

Polimerler farklı şekillerde de sınıflandırılabilir. Polimerlerin kökenine göre (doğal, sentetik ve yarı sentetik); polimer yapısına göre (homopolimer, kopolimer); moleküler yapısına göre (doğrusal, dallı veya çapraz bağlı); sentez yöntemlerine, kullanım yerine, termal davranışı gibi durumlara göre belirlenmektedir [46].

Polimerleri oluşturan monomerlerin özellikleri de polimer malzeme özelliklerini belirleyen nedenlerdendir. Yapı malzemesi olarak polimerlerin karakteristik özellikleri aşağıdaki gibidir [47].

- Fiyatlarının düşük ve ağırlıklarının hafif olması;
- Yapılarındaki bağ türlerinden dolayı dayanımlarının düşük olması;
- Elektriksel açıdan yalıtkan malzemelerdir;
- Kamu güvenlikleri vardır;

- Büyük hacimde tüketim.

Polimer malzemeler, kullanım sırasında, mekanik açıdan diğer malzemelere göre daha çok avantaja sahiptirler. Bu sırada kullanılan implantlar biyolojik olarak emilebilir implantlar olduğundan kullanıma daha uygun olacaktır [48]. Polimerler çok değişik şekillerde (jel, boncuk, film, nanopartikül, lif) hazırlanmaktadır. Tıbbi uygulamalarda kullanılan ve geniş şekilde yayılmış biyopolimer malzeme örneklerine, polietilen (PE), polimetilmetakrilat (PMMA), poliüretan (PU), poliaktik asit (PLA), poliglolik asit (PGA) gibi polimerler örnek verilebilir [49]. Son yıllarda yaygın olarak kullanımından dolayı polimer malzemelerin dayanımı ve rijitliklerinin artırılması için birçok çalışma gerçekleştirilmiştir [48].

Kullanılan yataklar, kırık tespit plakaları, total eklem protezi bileşenleri ve spinal implantların tümü, ortopedik uygulamalar da kullanılan polieter eter ketondan (PEEK) yapılmıştır. İlavesiz veya hidroksiapatit gibi biyoaktif bileşiklerle birlikte kullanılabilirdiği gibi mukavemeti artırmak için karbon fiber benzeri katkı maddeleri ile de kullanılabilir [50].

Çimentolu implantlar ve çimentosuz implantlar ortopedik implantların yaygın olarak görülen iki türüdür. PMMA (Polimetil metakrilat) çimentosu, protez gövdesinin yakındaki kemiğe sabitlenmesini sağlamak için kullanılır [51].

2.5.2. Metal malzemeler

Metaller ve metal alaşımları mühendislik alanında kullanılan önemli malzeme türlerindedir. Metalik malzeme alaşımlarından olan paslanmaz çelik ve kobalt krom malzemeler yirminci yüzyılda ortopedik uygulamalarda başarıyla kullanılan ilk alaşımlardan olmuştur [48, 52]. Günümüzde geniş kullanım alanına sahip olan metal malzemeler, paslanmaz çelikler (316L), titanyum ve alaşımları, kobalt-krom alaşımları, nikel-titanyum alaşımları ve altından oluşmaktadır. Tıbbi uygulamalarda, eklem ve kemik implantları üretiminde metalik malzemelerin kullanımı büyük avantaj sağlamaktadır. Mekanik dayanımlarının yüksek olması, aşınmaya karşı dayanıklı olmaları, kolay şekil verilebilme özellikleri önemli avantajları arasındadır. Bununla birlikte, korozyona elverişli olması ve yoğunluğunun yüksek olması dezavantajları arasındadır [53].

Metalik malzemelerin ortopedik uygulamalarda eklem protezi, kemik yenileme malzemesi olarak kullanılması durumunda dikkat edilmesi gereken önemli hususlar

bulunmaktadır. Uygulama sırasında, farklı metallerin birbirleriyle temas halinde oluşu, vücut sıvısı içinde galvanik pil oluşturmakta ve galvanik korozyon yaralanması meydana gelmektedir. İmplantta korozyon oluşumu insan vücudundaki temasta oldukları doku ve hücrelerin zararına sebep olmaktadır. Teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan malzemelerde öncelik metalik malzemelerdedir. Metalik malzemeler ortopedik uygulamalarda kullanılırken, diğer yandan kalp-damar cerrahisinde yenileme malzemesi olarak veya yapay kalp parçası, kateter, kalp kapakçığı olarak da kullanılmaktadır [53, 54].

Metallerin sahip oldukları özellikler, onların çeşitli uygulamalarda kullanımı noktasında avantaj teşkil etmektedir. Bu malzemelerin temel özellikleri, yüksek dayanım, parlak görünüş, kristal yapıları, güçlü mekanik bağları, yüksek termal ve elektrik iletkenliği, yüksek yoğunluğu ve şekillendirilebilir olmasıdır [54]. Metaller çok sayıda mühendislik alaşımlarının esasını oluşturmakta ve iki büyük grupta incelenmektedir. Bunlar, demir esaslı ve demir dışı metal ve metal alaşımlarıdır. Demir esaslı metaller demir içeren malzemeler olup, dökme demir, karbon çelik ve çelik alaşımlardır. Demir içermeyen metaller demir dışı metal ve alaşımlar olup, alüminyum, magnezyum, titanyum, kurşun, kalay, bakır ve onların alaşımlarıdır. Demir dışı metaller demir esaslı metallere göre daha maliyetlidir ve farklı özellikleri vardır. Bu özellikler, ağırlık açısından hafif, ısı ve elektriği iyi iletme, korozyona karşı yüksek dirençlilik ve anti-manyetik olmasıdır. İki büyük grup oluşturan bu metal ailesinden önemli olan malzemeler hakkında bilgiler aşağıda verilmiştir [54].

Demir esaslı olup, iki ana grup oluşturan metal malzemelerden biri de çeliklerdir. Çelik malzemeler içeriğinde, Fe, C, Si, Mn ve oranca az miktarda P ve S bulunduran malzemelerdir ve bu nedenle karbon çeliği olarak isimlendirilmektedir. Alaşımlı çelik olarak ayrılan gruba ise, %1'den düşük karbon içeriği ve düşük oranda diğer metallerden oluşmaktadır. Alaşımlı çelikler alüminyum, krom, nikel, titanyum, kükürt içerebilirler. 316L paslanmaz çelik malzemesi, yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler arasında yer almaktadır. Son yıllarda medikal ve dental uygulamalarda ciddi artışı görülen diğer bir biyomalzeme titanyum ve onların alaşımlarıdır. Bu ciddi artışın nedeni ise, dayanıklı olması, ağırlık açısından hafif olması ve rijit yapıya sahip olması gibi özellikleridir. Titanyumun medikal ve dental alanda tedavi için uygulanmasının birçok avantajı bulunmaktadır. Vücuda implante edildiklerinde yüksek biyouyumluk göstermesi, enjekte olunduğu maddelerle birlikte

kimyasal reaksiyona girme olasılığının düşük olması, anti-manyetik olması, vücutta alerjik etki oluşturmaması başlıca avantajlarından. Titanyum medikal alanda daha çok kemik içi implant olarak kullanılmaktadır [54].

2.5.3. Seramik malzemeler

Seramikler, metalik malzemelerin metal olmayan elementler ile birleşmesi sonucu oluşan inorganik bileşikler olarak tanımlanır. Seramikler insan yaşamında büyük gelişme sağlayan malzemelerden biri olmuştur. Seramiklerin geliştirilmesi sonucunda, vücutta zarar gören veya fonksiyonunu yitiren organın yeniden yapılandırılması için özel tasarımı seramikler kullanılmıştır. Seramiklerin bir kısmı kullanım alanına göre biyoseramikler olarak da bilinmektedir [54]. Seramik malzemeler, yapısı açısından değişik bileşimde karmaşık yapıya kristaller ve cam yapıya fazlar olup, gözenekli yapıdadır. Yapıdaki bileşimlerin miktarı ve dağılım şekli seramiklerin özelliklerine de etki göstermektedir.

Seramik malzemelerin karakteristik özellikleri arasında, ısıya karşı yüksek dayanıklılık, kırılma tokluklarının düşük olması, yüksek sertlik, düşük çekme dayanımı, yüksek biyoyumluluk, korozyona karşı dayanıklı olmaları sayılabilir. Seramik malzemelerin avantajını daha da artırmak için gevrekliğinin azaltılması ve kırılma tokluklarının iyileştirilmesi çalışmaları devam etmektedir [53].

Hench tarafından insan vücudunda kullanılan seramik biyomalzemeler, 3 grupta tanımlanmıştır. Bunlar, polikristalin yapıya biyoyumlu seramikler, biyobozunur seramikler ve biyoaktif seramiklerdir. Biyoaktif malzemeler, doku ile implant arasında mekanik bağ oluşturarak şekillendirilmektedir. Alümina, hidroksiapatit, karbon gibi malzemeler biyoaktif malzemelere örnek olarak verilebilir. Bu malzemelerden alümina yüksek biyoyumlu özelliğinden dolayı, kalça, diz protezleri gibi ortopedik uygulamalarda daha geniş bir kullanım imkânı bulmaktadır. Yapısal olarak inorganik kemik dokusunda olan alümina ve hidroksiapatit malzemeleri çatlak ve kırık kemiklerin onarımında kullanılmaktadır. Hidroksiapatit, vücutta uygulama sırasında biyoyumluluk özelliğinin yüksek olması ve toksik olmaması özelliği açısından ideal biyomalzemedir [54].

Biyobozunur seramikler, doku ile implant görevlerini yerine getirdikten sonra bozulan ve ihtiyaç duyulduğunda kullanılmak üzere vücudun bir bölgesinde depolanan malzemelerdir. Biyoaktif seramiklerin oluşumu ise, doku ile implant arasındaki

kimyasal bağların kurulması sonucunda meydana gelmektedir. Biyoaktif seramiklere örnek olarak kalsiyum esaslı ve biyocam seramikler gösterilebilir. Bunların dışında, seramikler, geleneksel ve ileri teknolojik seramikler olarak iki grupta toplanmıştır. Geleneksel seramikleri oluşturan hammadde doğaldır ve kil, silika ve feldispat olmak üzere üç bileşenden oluşmaktadır. İleri teknoloji seramikler ise, yapay şekilde elde edilir veya doğal hammaddeler saflaştırılarak düzenlenir [43].

2.5.4. Diğer malzemeler

Kompozit ve yarı iletken malzemeler diğer malzeme türleri arasında sınıflandırılmaktadır. Kompozit malzemeler iki veya daha çok farklı malzemenin birleşimi sonucunda oluşmaktadır. Kompozitler, benzersiz özelliklere sahip malzemelerdir. Bu da onları oluşturan birleşimden kaynaklanmaktadır. Kompozit malzemelerin insanlar tarafından birçok farklı alanda kullanılmaktadır. Kompozit malzemelere örnek olarak hidroksiapatit, biyobozunur polimerler, karbon ve titanyum alaşımları sayılabilir [54].

Elektronik alanında, çip, işlemci, transistör gibi elemanların üretiminde kullanılan malzemeler ise, yarı iletken malzemeler olarak sınıflandırılmaktadır. Bu malzemeler hem iletkenlik hem de yalıtkanlık özelliğine sahiptirler. Elektronik devrelerin üretimi amacı ile kullanılmaktadır. En yaygın yarı iletkenler arasında silisyum ve germanyum gösterilmektedir [54].

2.6. Diz Protezi Endikasyonları

Yaşam aktivitesini azaltan önemli faktörlerden biri ağır ve uzun süreli diz hastalıkları, diz ekleminde oluşan ciddi hasarlar, eklem yüzeylerinin zayıflaması ve iltihaplanmadır. Çoğu durumda ağrı kesiciler, iltihap önleyici ilaçlar, fizyoterapi ve radyosinovektomi yöntemlerinin yanısıra bazı cerrahi teknikler de bu problemlerle mücadele etmek için kullanılmaktadır. Ancak çoğu durumda bu yöntemlerin hastalığın ağrısını tedavi etmek için yeterli olmadığını belirtmek gerekir. Uzun süreli araştırma ve deneylerden sonra total diz artroplastisinin bu hastalar için iyi bir alternatif olduğu tespit edilmiştir. Total diz artroplastisinin temel amacı, hareketliliği etkileyen zayıf eklem yüzeylerini değiştirmek, hareketliliği yeniden sağlamak ve stabil bir diz eklemine oluşturulmasını sağlamaktır. Böylece, yaşam kalitesini önemli ölçüde artırmak mümkün olacaktır [55].

Total diz artroplastisi ile tedavi fikri, Vernevil tarafından 1869 yılında diz eklemine iki yüzeyi arasına harici bir madde koymasıyla ortaya çıkmıştır. Campbell ile Boyd artroplastisi tedavisinde vitallium protezi kullanmalarına bakmamış, Tooms ve Gunstone tarafından 1969 yılından itibaren TDA gonartroz tedavisi için metal-plastik diz protezi kullanmanın daha etkili olduğunu ortaya çıkarmıştır. İlk çimmetolu yüzey değiştirme protezi olarak Gunston'ın polisentrik protezi kabul edilmişti. Freeman ve Swanson'ın 1973'te olan çalışmaları hem protez tasarımı hem de uygulanacak cerrahi teknik için temel ilkeleri belirlemiştir. Son 30 yılda biyomekanik teknolojisindeki gelişmeler ve implant tasarımı, cerrahi teknik ve enstrümantasyondaki değişiklikler nedeniyle TDA sonuçlarında daha olumlu gelişmeler elde edilmeye başlanmıştır [56]. Hastaya önemli faydalar sağlayarak yaşam kalitesini artıran bu operasyonun ülkemizde son 15-20 yılda yaygın olarak kullanılması nedeniyle, sonuçların değerlendirilmesi ve diğer çalışmalarla karşılaştırılarak tartışılması ihtiyacı doğmuştur [55].

TDA, çoğunlukla 60 yaş ve üzeri hastalarda şiddetli diz eklemi hasarının tedavisi için kullanılmıştır. Replasman protezi seçimi, hastalığın seyrine, diz eklemi hasarının ciddiyetine ve hastanın yaşına göre değişir. Diz protezi kontrendikasyonları arasında ise septik artrit, aşırı osteoporoz, genel durumun bozuk olması, tüberküloz bulunmaktadır [57].

Diz osteoartriti eklem ve kıkırdakta aşınma sonucu oluşmaktadır. En çok rastlanan diz eklemi kireçlenme hastalıklarından biridir. Hastanın yaşam kalitesinde büyük bir etkiye sahip olan endikasyonlardandır [58]. Bu tür konservatif tedaviye cevap vermeyen semptomlar ameliyat için bir göstergedir. Osteotomi ve diz artroplastisi sırasıyla genç ve yaşlı hastalar için endikedir [57].

Romatoid artrit, iltihaplanmanın neden olduğu eklem hasarı, tüm diz eklemine içerir. Birçok hastada sadece ön çapraz bağ değil, arka çapraz bağ da iltihaplanma nedeniyle dejenerasyona uğrar. Ön çapraz bağ tamamen sinovyal membranla kaplıdır ve bu nedenle sinovyal inflamasyonun neden olduğu hasara daha duyarlıdır. Enflamasyon şiddetli olduğunda, bazı durumlarda ön çapraz bağın tamamı kaybolabilir. Arka çapraz bağda ise, sadece ön segment sinovyal membran ile kaplıdır. Romatoid artritli hastalarda enflamasyon şiddetli ise, her zaman arka çapraz bağ etkilenir. Sonuç olarak, diz arkasındaki etkilenen sinovyal membran ve skar dokusunun eksizyonu ve çıkarılması iltihabın tekrarını önlediği için faydalıdır [57]. Romatoid artritli hastalarda,

etkilenen eklem çevresindeki kemiklerin osteoporozu, iltihaplanma ve hareket azalması nedeniyle şiddetli hale gelir. Osteoporoz varlığından dolayı, romatoid artrit hastalarında implantları sabitlemek için her zaman kemik çimentosu kullanılır. Tibianın medial veya lateral kondilinde büyük bir kemik defekti olduğunda, kemik geleneksel şekilde kesilirse defekt onarılmadan kalacaktır. Bu nedenle femoral osteotomi ile elde edilen kemik fragmanları kullanılarak defekt, kemik greftleri ile onarılmalıdır. Son zamanlarda, bu tür kusurlar, kemik çimentosu ile sabitlenmiş bir metal kama yerleştirilerek de onarılmıştır [57].

Dizde büyük kemik defektleri veya belirgin bir instabilite varsa ve yüzey düzeltme protezi ile tamir edilemiyorsa ya da önceki implantın gevşemesi veya çökmesi nedeniyle revizyon artroplastisi uygulanmışsa, kısıtlı protezler kullanılır. İlk dönemlerde kullanılan menteşeli protezler dizin dönmesine hiç izin vermiyordu ve bu nedenle diz eklemi hareket ettiğinde implantın gövdesine aşırı baskı uygulayarak, sıklıkla gövdenin ucundaki kemiğin tahrip olmasına neden oluyordu. Sonuç olarak, bu tip protezler artık kullanılmamaktadır. Günümüzde kullanılan menteşeli protezler, döner protez olarak adlandırılmakta ve tibial bileşenin gövdesinin ekseni etrafında dönebilmektedir. Bu tip protezlerde, gevşeme vb. olmak üzere daha az komplikasyon görülmektedir. Diz artroplastisi endikasyonları ve protez çeşitleri ile ilgili bilgiler yukarıda verilmiştir. Osteoartritli hastalarda artroplastide çıkarılan kemik miktarının en aza indirilmesi ve iyi durumda ise arka çapraz bağın korunması arzu edilir. Bununla birlikte, romatoid artritli hastalarda, genellikle şiddetli osteoporoz ve her iki çapraz bağda şiddetli dejenerasyon nedeniyle dizin stabil olmamasına neden olur. Revizyon artroplastisi için, döner menteşeli tipte kısıtlı diz protezi en uygun yöntem gibi görünmektedir. Çünkü bu durumda diz, ciddi şekilde dengesizdir ve önemli miktarda kemik kaybı oluşmuştur [57].

2.7. Diz Protezi Komplikasyonları

Genellikle dizin cerrahi replasmanı olarak bilinen total diz artroplastisi (TDA), çağdaş tıptaki en etkili ve ekonomik prosedürlerden biridir [59]. Ancak TDA risksiz veya komplikasyonsuz değildir. TDA, sıklıkla eşlik eden hastalıkları olan yaşlı hastalarda uygulanan büyük bir cerrahi tedavi olduğu için hem acil hem de gecikmiş komplikasyonlara ve başarısızlıklara açıktır [60].

Protezin hasarlanması ve gevşemesi gibi mekanik sorunlar ve ameliyat sonrası enfeksiyonlar, diz artroplastisinin iki ana komplikasyonudur. Diz artroplastisinin komplikasyonları arasında enfeksiyon en ciddi olanıdır ve önlenmesi büyük özen gerektirir. Bir proteze bir kez enfeksiyon bulaştıktan sonra hasta günlük hayatta ciddi problemler yaşayacaktır. Enfeksiyon için risk faktörleri, mümkün olduğunca büyük bir titizlikle planlanmalıdır [57]. Enfeksiyon bazı durumlarda implantasyondan hemen sonra ortaya çıkabilir, ancak genellikle ortaya çıkması zaman alır ve genellikle ameliyattan yıllar sonra ortaya çıkar. Kurumdan kuruma değişmekle birlikte, enfeksiyon oranı tipik olarak yüzde bir ile iki arasındadır [57].

Bazı risk faktörleri enfeksiyon olasılığını artırmaktadır; obezite, organ nakli, diabetes mellitus ve romatoid artrit hastanın bağışıklığını düşürür ve enfeksiyon riskini artırır. Üç tip diz protezi enfeksiyonu vardır [61].

1. Ameliyat sonrası erken enfeksiyon;
2. Kan yoluyla bulaşan enfeksiyon;
3. Kalıcı enfeksiyon.

Ameliyat sonrası erken post-operatif enfeksiyon vakalarında, protez cerrahisini takip eden ilk üç hafta içinde enfeksiyon tespit edilebilir. Bu durumda, protez henüz kemik boşluğuna geçmemiştir ve enfeksiyon hala eklem içi bölgeyle sınırlıdır [62].

Protez hematojen enfeksiyonu, çok uzun zamandan beri görülmektedir. Enfeksiyon vücudun başka bir bölgesine yayılırsa, bakteriler hematojen bir yolla protezi kolonize edebilir. Diş çekimi gibi diş prosedürlerinden sonra streptokoklar, piyogenik cilt apselerinden sonra stafilokoklar, idrar yolu enfeksiyonlarından sonra gram (-) ve enterobakterler ve gastrointestinal cerrahi prosedürlerden sonra anaerobik bakteriler sıklıkla enfeksiyona neden olan hematojen bulaşma yolları arasındadır [61]. Bu durumda genellikle diz şişer ve ağrılı hale gelir.

Kronik bir enfeksiyon üç haftadan daha uzun sürer. Enfeksiyon devam etmektedir ve protezin etrafındaki alana ve kemiğe yayılmıştır. Daha da önemlisi, implant bir biyofilm geliştirmiştir [62,63]. Bakteriler, bazı bakteri kolonilerinin bağışıklık sisteminden saklanması yardımcı olurken diğerlerinin implantlara tutunmasına izin veren biyofilm adı verilen bir polisakkarit tabakası üretir. Mekanik temizlik bu tabakanın bir kısmını kaldırabilir, ancak, tamamını kaldıramaz. Bu nedenle,

enfeksiyonu tamamen ortadan kaldırmak için protezin çevresindeki enfekte kemik ve yumuşak dokularla birlikte çıkarılması gerekir [62].

Enfeksiyonları önleme stratejileri arasında, antibiyotik irrigasyonu, antibiyotik çimentosu, geç antibiyotik profilaksisi, sistemik antibiyotikler ve ameliyathane ortamları sayılabilir. Sistemik antibiyotikler, total diz protezi hastalarının rutin olarak kullandıkları antibiyotik profilaksisidir. Çok sayıda rejim olmasına rağmen, birinci kuşak sefalosporinler en popüler olanlarıdır. S. aureus, S. epidermidis ve streptokoklar eklem enfeksiyonu ile ilişkili en yaygın patojenler olduğundan, antibiyotik profilaksisi tipik olarak bu yaygın patojenlere karşı planlanır [61].

Total diz replasmanından sonra ameliyathanede yapılan değişiklikler enfeksiyon riskini azaltır. Ameliyat odasının dezenfekte edilerek temizlenmesinin yanı sıra havanın temizlenmesi de çok önemlidir [64].

Bir enfeksiyonun hem teşhisinde hem de tedavi seçiminde en önemli bileşen klinik görünümüdür. Enfeksiyonun hızlı bir şekilde tespit edilebilmesi için enfeksiyon şüphesinin olması çok önemlidir. Ek olarak, hastanın öyküsü, fizik muayene, direkt radyografi, artrosentez ve birkaç basit hematolojik incelemenin bir kombinasyonu değerlendirilmelidir. Tanı için radyonüklid çalışmaların kullanılması ve cerrahi doku örneklerinin incelenmesi gerekebilir [65].

Diz protezi enfeksiyonunda, hastaya uygun bir tedavi seçmek kritik öneme sahiptir. Sonuç olarak, tedavi yöntemini seçmeden önce birçok faktör araştırılmalıdır. Bu faktörler şunları içerir:

- Hastalığın derin ya da yüzeysel olması,
- Artroplasti ile enfeksiyon tanısı arasındaki süre,
- Bir enfeksiyonun nasıl tedavi edileceğini etkileyebilecek hasta özellikleri,
- Dizin yumuşak dokusunun durumu (özellikle ekstansör mekanizmanın gücü),
- İmplantta etkili bir şekilde vurulması veya serbest bırakılması,
- Enfeksiyona neden olan patojen,
- Hastanın beklentileri ve fonksiyonel gereksinimleri [65].

Total diz artroplastisinde enfeksiyon yönetiminin üç hedefi bulunmaktadır. Bunlar, enfeksiyonun ortadan kaldırılması, ağrının azaltılması ve uzuv işlevselliğinin korunmasıdır.

Total diz artroplastisinde altı temel tedavi türü bulunmaktadır. Bunlar, antibiyotiklerin inhibisyonu, açık tarama, artroplasti rezeksiyonu, artrodez, amputasyon, protezin değiştirilmesidir [65].

Tromboemboli, tam diz protezi sonrası venöz tromboembolizm sık görülen ve potansiyel olarak ölümcül bir komplikasyondur [66]. Pulmoner tromboembolizm, proksimal derin ven trombozu, distal derin ven trombozu, yüzeysel ven trombozu ve post-flebik sendrom, "tromboembolizm" şemsiyesi altında yer alan hastalıklardan yalnızca birkaçıdır [64].

İleri yaş, östrojen kullanımı, nefrotik sendrom, kanser, iyileştirilmiş tromboembolizm, konjestif kalp yetmezliği, femoral ven kateteri varlığı, hipertansiyon, diabetes mellitus, inflamatuvar bağırsak hastalıkları, hiperlipidemi, uzun süreli immobilizasyon ve uzun süren ameliyatlara tromboembolizm insidansını artıran faktörlerdir [67].

Total diz replasmanlarının %40 ila %84'ü trombozla sonuçlanmaktadır. Bu oran, önlem ile %22-57'ye düşürülebilir [67]. Bireylerin %40-60'ında bacak venlerinde trombüs gelişmektedir. Pulmoner emboli vakalarının %0,2 ila %0,7'sinin ölümcül olduğu belgelenmiştir [66, 69].

2.8. Teorik Çalışmalar

2.8.1. Nümerik modelleme

Biyolojik öğeleri öğrenmek için en popüler yöntemlerden biri modellemedir. Diz eklemindeki fonksiyonel ilişkileri normal ve patolojide analiz etmek ve açıklamak, diğer vücut sistemleriyle ilişkisini incelemek ve sürecin niceliksel yönlerini değerlendirmek, iyi geliştirilmiş birkaç simülasyon tekniğinin kullanılmasıyla mümkündür. Eklem cerrahisi, rehabilitasyon biyomekaniği, fizyoloji, spor hekimliği ve diğer disiplinlerde insan hareketini simüle etmek için kullanılır [70]. Matematiksel modellemenin temel amacı, bu yüklerin belirli bir implant tasarımı için özel olarak uygulandığı hassas yöntemler geliştirmektir [70].

İleri evrelerdeki osteoartrit, sıklıkla eklem replasmanı ile başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir. Total diz artroplastisi (TDA) hasta memnuniyet oranları, total kalça

artroplastisi hasta memnuniyet oranlarından daha düşük olduğu için yeni tasarımlara hala ihtiyaç duyulmaktadır [71, 72]. Matematiksel modelleme, etik kaygılar, zaman kısıtlamaları ve yeni tasarımların in vivo test edilmesiyle ilişkili yüksek maliyetler nedeniyle yeni TDA tasarımlarının kinetiğini ve kinematiğini hızlı bir şekilde değerlendirmek için daha etkili bir teknik olabilir. Matematiksel modelleme, özellikle yumuşak doku özellikleri ve bunların diz mekaniği üzerindeki etkileri gibi elde edilmesi zor olan özellikler için diz biyomekaniği anlayışımızı iyileştirebilir. Matematiksel modelleme, zaman alan klinik çalışmalara gerek kalmadan, kullanıcının çeşitli tasarımları ve cerrahi yöntemleri hızlı ve uygun maliyetli bir şekilde değerlendirmesini sağlar. Ayrıca, matematiksel modeller klinik öneme sahip konulara ışık tutabilir ve aynı hasta için anatomik, mekanik ve kinematik hizalamanın karşılaştırılması gibi floroskopik araştırmalarda kontrol edilemeyen sonuç faktörlerini etkili bir şekilde inceleyebilir. Ayrıca, tek veya çok yarıçaplı tasarımlara sahip femoral bileşenlerin kullanılması veya polietilenin uyumunun değiştirilmesi, matematiksel modeller kullanılarak değerlendirilebilecek iki TKA tasarım hususudur [70].

Çok sayıda eklem yüzeyi ve onu çevreleyen karmaşık yumuşak doku ağı ile diz, insan vücudundaki en karmaşık eklemlerden biridir. Sonuç olarak, dizin matematiksel olarak modellenmesi zor ve karmaşık bir prosedürdür. Diz eklemine sofistike matematiksel modelleri, çeşitli modelleme metodolojileri, artan işlem kapasitesi, sofistike bilgi ve teknikler kullanılarak üretilebilir. Örneğin, çok gövdeli dinamik modeller, ters veya ileri çözüm dinamikleri model olarak kategorize edilebilir. Bunlardan ilki kinematiğe dayalı kuvvetleri hesaplarken [73, 74] ikincisi kuvvetleri girer ve kinematiği tahmin eder [75, 76]. Ek olarak, matematiksel modellerde implantların ve kemiklerin basınç altındayken şekil değiştirmede varsayan deforme olabilen cisim kabulleri [77, 78] veya rijit cisim kabulleri kullanılabilir [79, 80].

2.8.2. Sonlu elemanlar analizleri çalışmaları

Sonlu elemanlar yönteminin (FEM) yerleşik bir algoritması, çok büyük problemleri birbiriyle ilişkili olarak çözülebilen daha küçük, daha yönetilebilir bileşenlere ayırır. FEM tabanlı yazılımlar arasında ANSYS, MATLAB, ABACUS, LS-Dyna, COMSOL vb. paket programlar bulunmaktadır. Biyomekanik, çok sayıda eklem ve vücut bileşeninin mekaniğinin ve kinematiğinin incelenmesinde çok önemli bir araçtır [81].

Günümüz piyasası, travma, hastalık, doğuştan gelen herhangi bir bozukluk, romatoid artrit gibi eklem hastalıkları veya varus deformitesi nedeniyle yaralanmış diz

parçalarını değiştirmek için çeşitli diz protezi cihazları sunmaktadır. Diz eklemi biyomekaniğini ve eklem kinematığını anlamak, temas mekaniğini, temas gerilmelerini, alanlarını ve çeşitli yükleme ve çalışma koşullarında parçaların tepkisini tahmin etmek, değiştirme işlemi için çok önemlidir. Bu verileri elde etmek ve davranışı anlamak için deneysel süreç, maliyetli olup zaman alan, özellikle belirli doğal, patolojik ve dejeneratif durumlarda yeniden üretimi zor ve bazen de imkansız olması gibi dezavantajlara sahiptir [82, 83]. FEM analiz prosedürü bu durumda önemlidir. Bir insan diz eklemine analiz ederken, aşağıda listelenen nedenlerden dolayı FEM sıklıkla kullanılmaktadır:

- a) Bir eklem mekanik olarak nasıl davranacağını tahmin etmek [84, 85].
- b) Bir eklemdeki stres seviyesinin farkında olmak [82].
- c) Eklem sorunlarının temel nedenlerini ve eklem rahatsızlığının kaynağını belirlemek [86].
- d) Diz veya eklem implantasyonundan sonra implant kısımları arasındaki [87, 88] veya implant ile kemikler arasındaki gerilme durumunu, gerinimi, mekanik cevabı ve davranışı bilmek [89].

İmplant ömrünü tahmin etmek ve olası sorunları öngörmek için, protez davranışı ve nitelikleri insan vücuduna implante edilmeden önce incelenmelidir. Zamandan ve paradan tasarruf etmek için, insan biyomekaniğinin özelliklerini ve tepkilerini içeren birçok mekanik test, sonlu elemanlar yöntemi (FEM) kullanılarak simüle edilir [81].

FEM, biyomekanikte aşağıda listelenenler de dahil olmak üzere çeşitli analizler için kullanılmıştır:

- a) diğer dokuların yanı sıra arterlerin [90], intervertebral disklerin [91], bağların ve menisküsün mekanik davranışının belirlenmesi.
- b) uygun implant ve protez seçmek amacıyla kemik dokusunun nasıl tepki verdiğini ve davrandığını belirlemek için yapılan eklem implantı ve kemik analizi [92, 93]. Bu nedenle, FEM yaklaşımı total veya kısmi diz replasmanı (TKR/TKA) için güçlü ve kullanışlı bir araçtır.

Diz eklemi üzerine yapılan çalışmaların çoğu, eklemi tek fazlı olarak ele almıştır. Bu şekilde diz eklemine ideal bir poroelastik modeli geliştirilmiş ve yürüme sırasında diz eklemine mekanik davranışı incelenmiştir. Modelleme sırasında, eklem kırırdağı için

poroelastik malzeme, menisküs için anizotropik poroelastik malzeme ve femur için lineer elastik malzeme kullanılmıştır. Bu çalışmada katı fazdaki stres ve sıvı fazdaki basınç incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, yükün %72'sinin sıvı faz tarafından taşındığı görülmüştür [94].

Bu çalışmada, poroelastik malzeme ile diz eklemine iki boyutlu aksel simetrik bir modeli geliştirilmiştir. Ayrıca sinovyal sıvı diz ekleminde kayganlaştırıcı sıvı olarak kabul edilmiştir. İnsan yürüyüşünü simüle etmek için, gerçek bir insanın yürüyüşü sırasında etkili olan aksel kuvvetler modele uygulanmıştır [94].

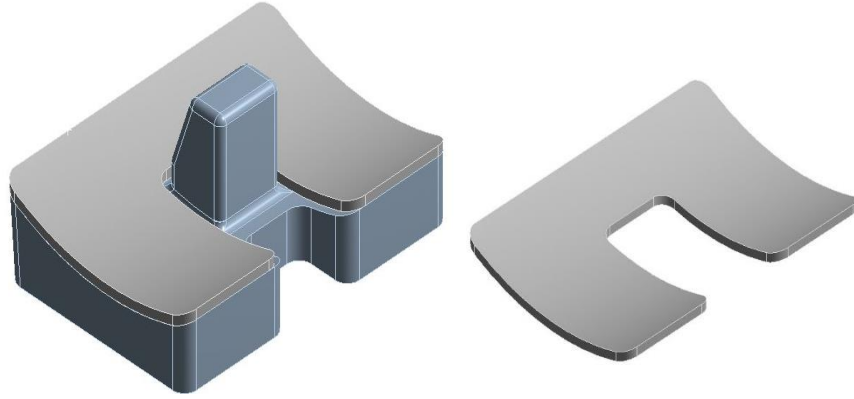
Sonuç olarak, fizyolojik yükleri destekleyebilecek kayganlaştırıcı sıvı olarak poroelastik malzeme ve sinovyal sıvı içeren kapsamlı bir insan diz eklemi modeli bulunmamaktadır. Hossein Bahreinizad tarafından yapılan bu çalışma, yürüme sırasında insan diz eklemine mekanik davranışını yeniden oluşturmak için, kayganlaştırıcı olarak sinovyal sıvı kullanarak insan diz eklemine doğru bir modelini oluşturmayı amaçlamaktadır. Femur kemiği, eklem kıkırdakları, menisküs ve yağlayıcı sıvının tümü bu araştırma için poroelastik malzemeler olarak temsil edilmiştir. Menisküs anizotropik poroelastik bir malzemedir, eklem kıkırdağı poroelastiktir ve kemiğin doğrusal elastik olduğu düşünülmektedir [94]. Bu çalışmada kullanılan iki boyutlu aksel simetrik geometri MR görüntülerinden uyarlanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, diz eklemine normal yürüyüşte taşıdığı yükler gibi yüksek dinamik yükler altında daha iyi performansa sahip olduğu ve maksimum sıvı basıncının eklem kıkırdağının merkezi bölgesinde gerçekleştiği gösterilmiştir.

3. METOD VE YÖNTEMLER

Tez çalışması için kullanılacak yöntem olarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) belirlenmiştir ve metodoloji kısmı için sonlu elemanlar (SE) analizi uygulanmıştır. CAD modelleme işlemlerini gerçekleştirmek amacıyla SolidWorks yazılımı (parametrik özellikli çizim programı) seçilmiştir. Diz implantı için tasarımlar tamamlandıktan sonra analiz aşamasına geçilmiş ve analizlerde ANSYS WorkBench yazılımı kullanılmıştır. Çalışmada SE analiz sonuçları yorumlanarak iyileştirmeler yapılmış ve SE yöntemi ile optimizasyon gerçekleştirilmiştir.

3.1. CAD Modelinin Oluşturulması

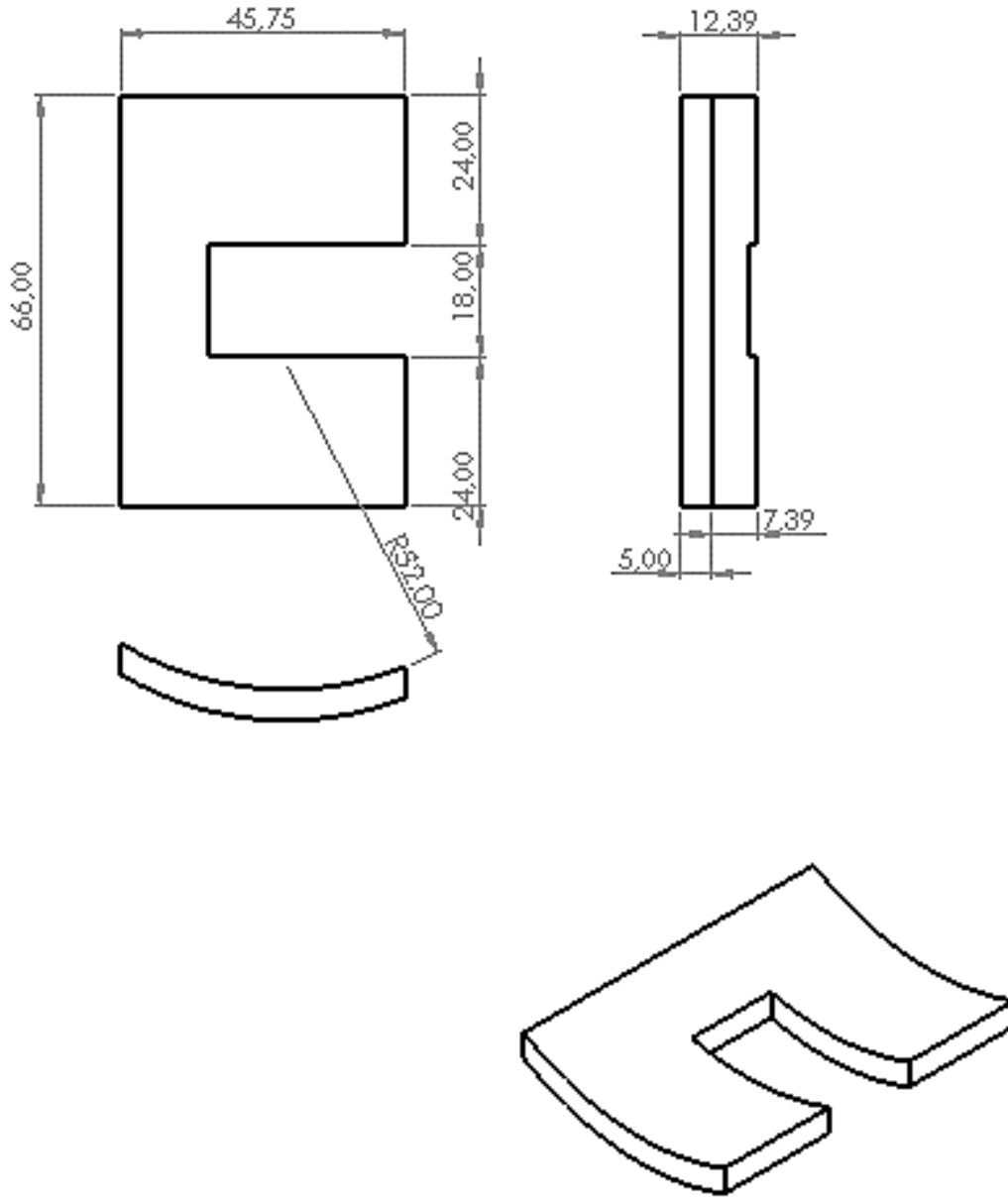
Çalışmanın bu aşamasında farklı CAD modelleri oluşturulmuş ve farklı parametreler dikkate alınarak analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1’de analizlerde kullanılan CAD modeli gösterilmiştir. Bu model üzerinde 4 farklı malzeme kullanılarak farklı yükleme koşullarında analizler gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Diz modelinin CAD tasarımı

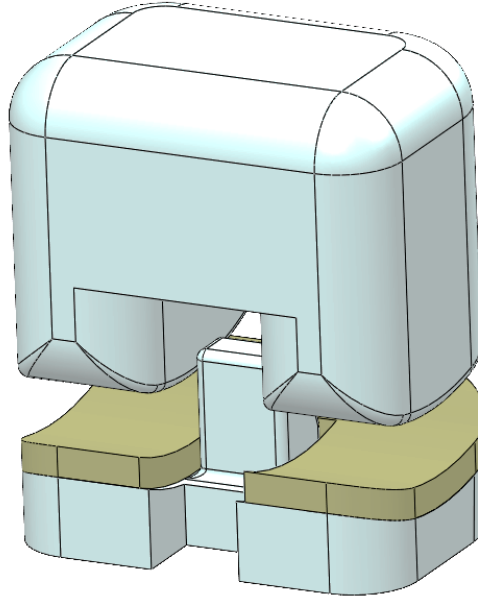
SolidWorks yazılımının parametrik yapısı, tasarım iyileştirme süreçlerinin yürütülmesine katkı sağlamaktadır. Farklı boyutlarda yeni modellerin hızlı ve etkili bir şekilde geliştirilmesi mümkün olmaktadır. Gerektiğinde, tasarlanan CAD modelleri diğer tasarım ve analiz programlarıyla uyumlu bir dosya formatına dönüştürülebilmektedir. Tez çalışması için oluşturulan CAD modelinin ANSYS

yazılım ortamına aktarılmasında orijinal Step dosya formatı kullanılmıştır. CAD modeli tasarlanan model boyutları Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2. CAD modelinin teknik resim görüntüsü: (ön görünüş, sol yan görünüş, üstten görünüş ve perspektif görünüşler verilmiştir)

3.1.1. Tez çalışmasında kullanılan Yapay diz modeli



Şekil 3.3. Tasarlanan diz modeli

Tez çalışmasında SE analizlerinde kullanılmak üzere tasarlanan CAD tasarımı Solidworks paket programında gerçekleştirilmiştir.

3.1.2. Literatürde yer alan yapay diz modeli



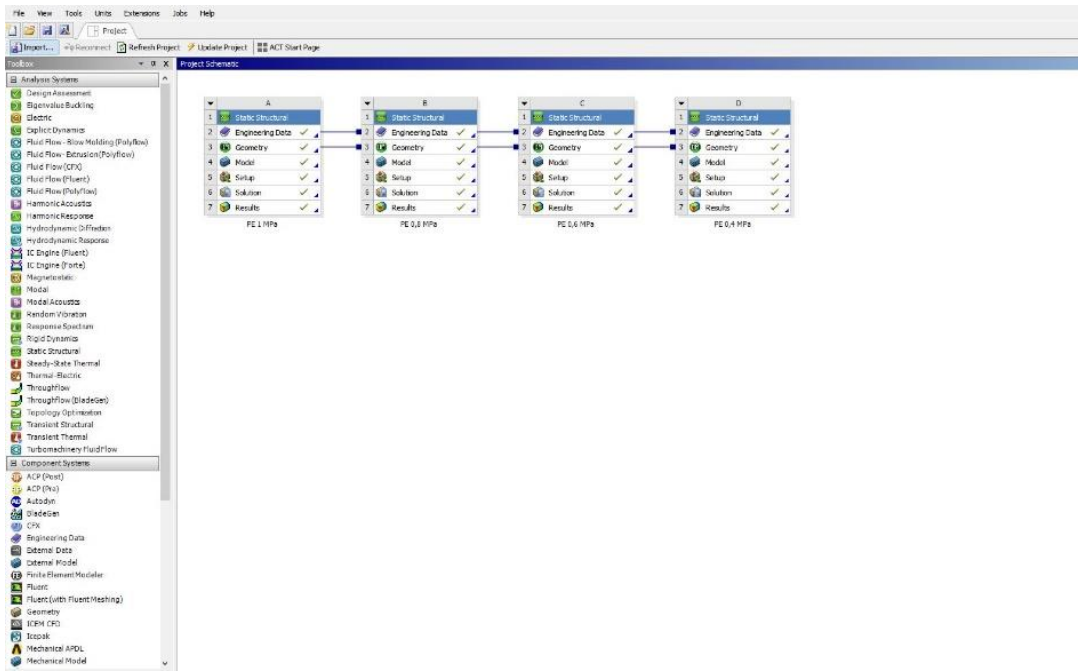
Şekil 3.4. Literatürde yer alan yapay diz modeli [95]

Diz protezinin 3B modeli sonlu elemanlar modeli oluşturmak için ANSYS® Workbench 13.0 (Canonsburg, PA, USA) yazılımına aktarılmıştır. Diz protezinin 3B modeli, diz kireçlenmesinden sıkıntı çeken 65 yaşındaki bir hastanın BT görüntülerinden elde edilmiştir [95].

3.2. Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması

CAD tasarımlarından elde edilen 3B modellerin analiz ortamına aktarılması, sonlu elemanlar modeli oluşturma sürecinin ilk adımındır. Solidworks yazılımında tasarlanan modeller, analiz için uygun hale getirildikten sonra, Ansys Workbench paket programında analizleri gerçekleştirmek üzere düzenlenmektedir.

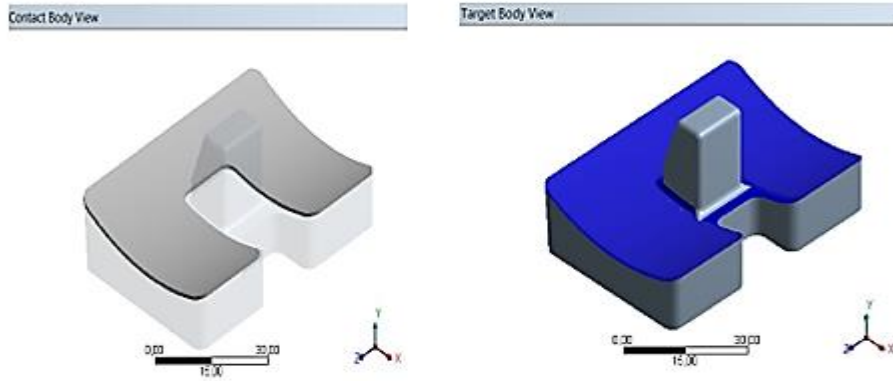
SolidWorks'te parametrik olarak belirlenen geometriler için sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmek amacıyla Ansys paket programı "static structural" alt modülüne yüklenmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Ansys için Workbench arayüzü

Sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilecek sistem bileşenlerinin her biri için ayrı malzeme özelliklerinin tanımlanması, süreçteki en önemli işlemlerden biridir. Bir malzemenin yoğunluk, Elastisite (Young) modülü, poisson oranı, çekme akma dayanımı, çekme nihai dayanımı, basma akma dayanımı ve basma nihai dayanımının belirlenmesi sonlu elemanlar analizi çalışmamız için gereklidir. Ansys yazılımında

"Engineering Data" olarak isimlendirilen bölümünde malzemelerin tanımlanması ve CAD modeli ile eşleştirilmesi gerekmektedir. CAD tasarımında birbiri ile temas halinde olan parçalar için kontak tanımlanması analizlerin doğru bir şekilde yapılması için gereklidir. Kontak, analiz sırasında oluşan fiziksel etkilerin belirli kurallar çerçevesinde diğer parçalara aktarılmasını sağlamaktadır. Malzeme ile alt eklem arasındaki kontak tipi frictional olarak belirlenmiştir. Şekil 3.6'da kontak sırasında tanımlanan kontak gövdesi ve hedef gövdesi birlikte gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Malzeme ile alt eklem arasında tanımlanan frictional kontak tipi

Frictional kontak ile 0,1 mm sürtünme katsayısı tanımlanmıştır. Bu tanımlamalar yapıldıktan sonra mesh (küçük elemanlara bölme) işlemine geçilmektedir. Mesh boyutu analiz sonucunu ve hassasiyetini etkilemektedir. Mesh yapılırken tüm lazemeler için eleman boyutu 1 mm olarak tanımlanmıştır. Mesh boyutu analizlerde kullanılan eleman sayısını ve düğüm noktası sayısını belirlemektedir. Malzeme et kalınlığının artmasına bağlı olarak mesh sırasında eleman sayısı ve düğüm noktası sayısı değişmektedir. Tablo 3.1'de et kalınlığına bağlı olarak eleman ve düğüm noktası sayıları verilmiştir. Tüm modellerde aynı mesh yapısı kullanılarak elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Tablo 3.1. Et kalınlığına bağlı Düğüm ve eleman sayıları

ET KALINLIĞI (mm)	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM NOKTASI SAYISI
1	6782	26219
2	6593	25970
3	6689	26375
4	6675	26350
5	9422	37476

3.3. Diz İmplantı Uygulamalarında Oluşan Enfeksiyonlar ve Yan Etkilerinin Teorik Olarak İncelenmesi

Kanama, yara sorunları, tromboz, damar-sinir hasarı, medial kollateral ligament yaralanması, instabilite, dizilim bozukluğu, eklem sertliği ve derin periprostetik eklem enfeksiyonu TDA sonrası potansiyel yan etkilerdir.

Total diz protezi ameliyatlarından sonra, bacak bölgesindeki kan akışının yavaşlaması sonucu damarlarda pıhtı oluşumu en sık bildirilen sonuçtur. Derin ven trombozu olarak da bilinen bu sorunlar ortaya çıktığında, profilaktik ilaç olarak kan sulandırıcı ilaçlar kullanılır. Bununla birlikte, total diz protezi ameliyatından sonra mümkün olan en kısa sürede yürüyüşlere çıkarak ve dizlerinizi hareket ettirerek hareketsiz kalmaktan kaçınmak riski azaltmaya yardımcı olur [59].

Total diz protezi sonrası enfeksiyon %0,1 ila %2 oranında görülebilen bir risktir ve vücudun diğer bölgelerinde oluşabilecek enfeksiyonlar diyabet dahil kronik hastalıklara yol açabilir. Total diz protezi yaptırmadan önce, vücudun diğer bölgelerinde gelişebilecek enfeksiyonları tespit etmek ve tedavi etmek önemlidir. Antibiyotik kullanımı ve ameliyat sonrası cerrahi müdahale ile enfeksiyon riski azaltılabilir [61].

3.3.1. Endikasyonlar

Artroplasti ile tedavi edilen diz hasarına neden olan yaygın diz endikasyonları şöyle sıralanabilir: osteoartrit, kronik romatoid artrit osteonekroz, post-travmatik artroz, yüksek tibia osteotomisende başarısızlık sırasında, patellofemoral artroz, nöropatik eklem [55].

3.3.1.1. Romatoid artrit

Romatoid artrit nedeni tam olarak bilinmeyen, özellikle eklemlerde simetrik artrit ile karakterize, vücudun diğer organ (kalp, akciğer, göz, deri) ve sistemlerini de tutabilen kronik seyirli bir hastalıktır [57]. Artrit dediğimiz olayda eklemlerde ağrı, şişlik ve tutukluk oluşmaktadır. Eklem yerlerinde ısı artışı da görülürken, kızarıklık beklenen bir bulgu değildir. Daha az sıklıkla da dirsek, diz ve ayak bilekleri hastalıktan etkilenir [60].

Hastalığın nedeni henüz tam olarak bilinmediğinden, tedavi ile hastalık tamamen ortadan kaldırılamamaktadır.

Romatoid artrit tedavinin amacı, ağrıyı dindirmek, eklem harabiyetini ve diğer komplikasyonları önlemek ve hastaların günlük aktivitelerini sürdürmesini sağlamak şeklinde özetlenebilir. Tedavide birçok branş ve disipline ihtiyaç vardır [57].

3.3.1.2. Osteoartrit

Diz osteoartriti günümüzde orta ve ileri yaşlarda ciddi bir sağlık sorunu olmaya devam etmektedir. Yol açtığı ağrı ve işlev kaybı nedeniyle yaşam kalitesinin düşmesine neden olur. Yaşlı insanlarda ağrı ve fiziksel yetersizliğe yol açan en önemli nedenlerden biridir. İlerlemiş diz OA'sı, ağrıyı ve işlevi etkin bir şekilde iyileştiren total diz artroplastisi ile tedavi edilebilir. TDA implantasyonu, tüm dünyada ortopedi ve travmatolojide en sık yapılan rutin elektif ameliyatlardan biridir. Uygulama sonarsında, rehabilitasyon (egzersiz), termoterapi, topikal ilaçlar (nemli paketler) ve destek elemanları kullanılmakta ve bu konuda eğitimler verilmektedir. Ek koruyucu tedavi, ayağın yan kenarını yükseltmek için tabanın altında bir plaka kullanmayı ve kıkırdağı korumak için hyaluronik asit gibi maddelerin eklem içine enjeksiyonunu içerir [58].

3.3.2. Komplikasyonlar

Total diz protezinin en endişe verici yan etkileri vasküler problemlerdir. Özellikle damar hasarlarında uzuv kaybı mümkündür. Neyse ki damar yaralanmaları sık görülmez. Arka çapraz bağın ve arka kapsülün gevşemesi ve bazen tibia arkasına uzanan çimentonun ısı etkisi, intraoperatif vasküler hasara katkıda bulunur. Vasküler yaralanmalardan kaynaklanan kötü sonuçlar hem hastaları hem de cerrahları etkileyebilir. Parvizi ve ark. yaptıkları prospektif analizde, damar yaralanması olan 16 hastanın sekizinin (%0,1) cerraha karşı şikayette bulunduğunu tespit etmişlerdir. Da Silva ve arkadaşları, arter yaralanması olan 19 hastanın ikisinde uzuv kaybı olduğunu gözlemlemişlerdir [62].

Her vasküler yaralanma bu kadar kaotik bir klinik tabloya sahip olmayabilir. Arteriyel anevrizmalar, psödoanevrizmalar veya arteriyovenöz fistüller de olabilir. İyileşmenin geç aşamalarında bile tekrarlayan hemartrozun meydana gelebileceği unutulmamalıdır [63].

Diz protezi uygulaması sırasında karşılaşılabilecek diğer bir komplikasyon sinir hasarının meydana gelmesidir. Peroneal sinir yaralanmaları yaygındır ve intraoperatif sinir sıkışması, sıkı pansuman, epidural anestezi, daha uzun turnike süreleri ve valgus

ve fleksiyon kontraktürü olan hastalarda daha yüksek turnike basıncı ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, diyabetik hastalarda sinir hasarı riskinin 10 kat arttığı gösterilmiştir [66].

Neyse ki, ameliyatsız tedaviler peroneal sinir yaralanmalarının çoğunda etkilidir. Ayak ve ayak bilekleri için ortezler ve hareket açıklığını korumak için egzersizler konservatif tedavinin örnekleridir.

Bağ yaralanmaları, total diz artroplastisi ile yaşanan ve kayıtlara geçen olumsuz etkiler arasındadır. Yaralanmaya neden olan faktörler arasında aşırı kesici testere boyutu, kontrolsüz gevşeme ve şiddetli varus-valgus hareketi yer alır. İç yan bağ yaralanması için önemli bir risk faktörünün obezite ve ciddi deformite olduğu tespit edilmiştir. Obez kişilerde %8 oranında iç yan bağ yaralanması bildirilmiştir [64]. İnstabilite, uygun şekilde teşhis ve tedavi edilmeyen iç yan bağ yaralanmalarından kaynaklanabilir ve erken rahatlama sağlar.

3.3.3. Enfeksiyonlar

Total diz artroplastisi sonrası en sık başarısızlık nedenidir ve prosedürün en ciddi sonuçlarından biridir. Romatoid artritli hastalarda ve revizyon total diz artroplastisi sonrası enfeksiyon oranı daha yüksektir [57].

Hem tanı hem de tedavi seçiminin önemli bir bileşeni enfeksiyonun klinik görünümüdür. Hızlı bir şekilde tanımlamak için enfeksiyon şüphesi olması çok önemlidir. Ek olarak, hastanın öyküsü, fizik muayene, direkt radyografi, artrosentez ve birkaç basit hematolojik çalışmanın bir kombinasyonu değerlendirilmelidir. Tanı için radyonüklid çalışmaların kullanılması ve cerrahi doku örneklerinin değerlendirilmesi gerekebilir.

Protez ameliyatını takiben devam eden ağrı ve artan hareket kısıtlılığı varsa, derin bir enfeksiyondan korkulmalıdır. Bir yara sürekli drene olduğunda, enfeksiyondan şüphelenilmeli ve en iyi bakım için değerlendirilmelidir [91]. Ameliyatı takip eden ilk haftalarda, bu tedavi seçenekleri artrotomi, irigasyon ve debridmanı içerir.

Total diz artroplastisi (TDA), doğru yapıldığında, işlevi geri kazandıran, ağrıyı hafifleten ve yüksek hasta memnuniyeti sağlayan, yaşamı değiştiren bir tedavi olabilir. Yine de küçük bir sorun riski taşır. Derin enfeksiyon, diz artroplastisinin en tehlikeli yan etkilerinden biridir. Vücut egzoz süitleri, antibiyotik yüklü çimento, laminer akışlı pozitif basınçlı ameliyathaneler ve intravenöz antibiyotikler enfeksiyon riskini

azaltmak için başarıyla kullanılmıştır. Buna rağmen, yayınlanan istatistikler TDA hastalarının %0,86 ila %2,5'inin derin enfeksiyon yaşadığını göstermektedir.

Enfeksiyonlar meydana gelebilir, ancak hızlı tespit ve bakım ile verdikleri zarar en aza indirilmelidir. Derin enfeksiyon yönetim teknikleri arasında antibiyotik baskılama, eklem lavajı, polietilen astar değişimi ile debridman ve tam revizyon yer almaktadır. Diğer tüm tedaviler başarısız olduğunda, ciddi vakalarda artrodez veya muhtemelen amputasyon gerekebilir. Enfeksiyon, erken teşhis edilse bile hasta morbiditesi ve daha yüksek tedavi maliyetleri ile bağlantılıdır [67].

4. SONLU ELEMANLAR ANALİZLERİ

Sonlu elemanlar analizi, yapay diz modeli çalışmalarında modeldeki mekanik davranışları ve kemik ile malzemeler arasındaki etkileşimi belirlemek için kullanılabilir. Sonlu elemanlar yöntemi implant gibi karmaşık geometriye sahip parçaların analizinde kullanılan etkili bir yöntemdir. Sonlu elemanlar analizinin başarılı bir şekilde uygulanması için sonlu eleman modeli, malzeme özellikleri, eleman tipi mesh tipi gibi sınır şartları tanımlanmalıdır. Analiz sırasında tasarlanan modelin mesh boyutu ve tipi analiz sonuçlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Mesh'i oluşturan her bir elemanın boyutu analiz sonucunu değiştirmektedir. Eleman boyutu küçüldükçe daha hassas ve doğru sonuçlar elde edilmektedir. Ancak eleman boyutunun aşırı derecede küçültülmesi analiz süresinin gereksiz yere uzamasına neden olmaktadır. Bu nedenle en uygun eleman boyutunun belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla model önce mesh yapılır, daha sonra kademeli olarak mesh yoğunluğu (eleman boyutu düşürülür) artırılır. Bu işleme analiz sonuçları değişmeyinceye kadar devam edilir. Sonuç olarak elde edilen mesh yoğunluğu tüm analizlerde uygulanarak süreç devam etmektedir [96].

4.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi ve Medikal Uygulamalar

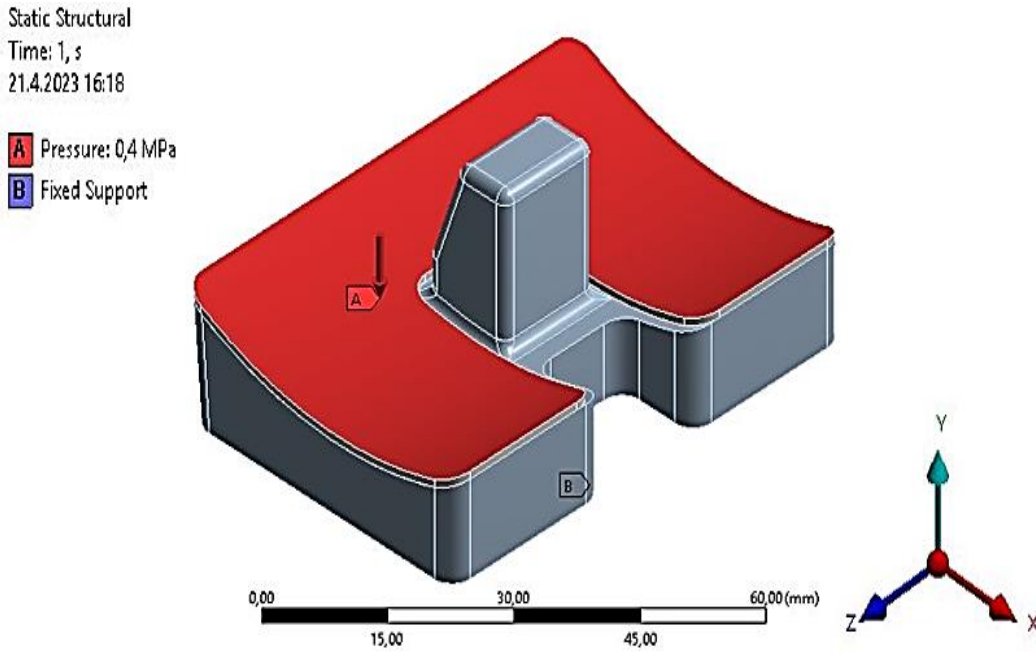
Sonlu elemanlar yönteminin çalışma prensibi parçadan bir bütün oluşturmaktır. Farklı geometrilere sahip modeller analiz edilirken, mesh işlemi ile küçük elemanlara bölünür ve analizler bu küçük elemanlardan başlayıp, tüm modeli ifade edecek şekilde genişletilir. Daha sonra analiz için gerekli olan yük, kuvvet vb. etkilerden oluşan sınır şartları, modeli oluşturan elemanlara uygulanır. Kuvvet dağılımı ve diğer etkilerin daha duyarlı olmasını sağlamak için mesh yoğunluğu artırılır ve bu sayede meshi oluşturan eleman sayısı artırılmış olur [97]. Boyutuna ve geometrisine göre bölünen elemanlar sayısal model olarak adlandırılmaktadır ve bu meshler düğüm noktası adı verilen elemanlar ile birbirine bağlanmaktadır.

ANSYS programı, sonlu elemanlar yaklaşımında kullanılan paket yazılımlarından biridir. Bu program yardımıyla modeli analiz etmek ve en yüksek gerilmenin yanı sıra

gerilme konsantrasyonlarının nerede olduğunu ve hangi yer değiştirmelere neden olduğunu belirlemek de mümkündür. Ayrıca grafiksel gösterim için farklı senenekler de sunmaktadır [97].

4.2. Diz Modelinin Sonlu Elemanlar Analizlerinde Kullanılan Sınır Şartları

Analizlere başlamadan önce, CAD modeli Ansys yazılımı içerisine aktırılır ve sınır şartları belirlenir. Analiz sonuçlarının doğruluğu, sınır şartlarının doğru bir şekilde tanımlanmasına bağlıdır. Sınır şartları tanımlanırken modelin gerçek çalışma şartları dikkate alınır ve analiz için gerekli olan parametreler tanımlanır. Şekil 4.1’de Solidworks yazılımında tasarlanan ve Ansys yazılımı içerisine aktarılmış olan model ve analizlerde uygulanan sınır şartları gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Tasarlanan yapay diz implantı modeli için sınır koşulları

Analizler sırasında şekil 4.1’de de görüldüğü gibi, B ile gösterilen ve zeminde bulunan tüm noktalar sabitlenmiş ve kırmızı renkle gösterilen bölgeye y eksenini boyunca basma kuvveti yayılı yük şeklinde uygulanmıştır. Şekil 4.1’de sınır şartları gösterilen modelde, 0,4 MPa basınç yüzeye dik olarak uygulanmış ve analizler gerçekleştirilmiştir.

4.3. Analizlerde Kullanılan Parametreler

Geliştirilen tasarımların model üzerinde oluşturduğu etkileri incelemek amacıyla farklı parametreler belirlenmiştir. Bu parametreler farklı kombinasyonlar ile bir araya getirilerek tasarım üzerindeki mukavemet etkileri sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir. Analiz sırasında kullanılan parametreler aşağıda açıklanmıştır.

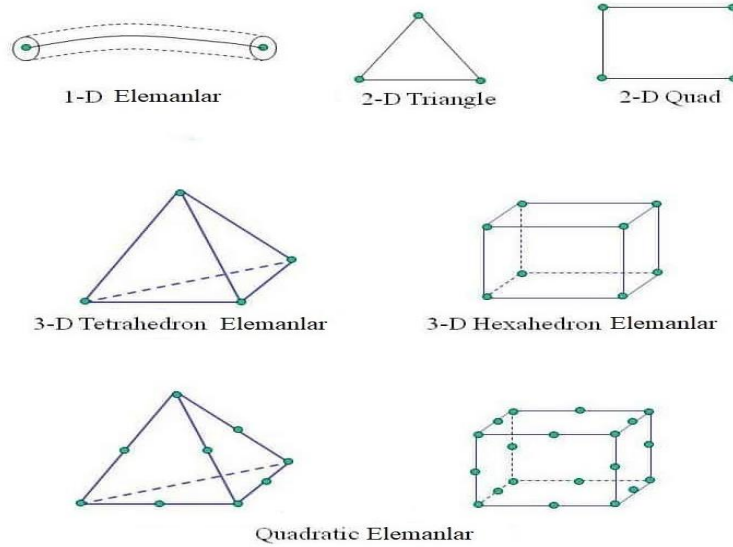
1. Et kalınlığı: Çalışmada, insert olarak isimlendirilen ve arayüzeyde yer alan malzeme için 5 farklı et kalınlığı (1,2,3,4,5 mm) dikkate alınmış ve modeller oluşturulmuştur. İnsertin kalınlığı dayanımı ve yaşam kalitesini etkilemektedir. Bu malzemenin zamanla aşınması sonucu ağırlar meydana gelmektedir.
2. Malzeme türü: 4 farklı malzeme (Polietilen, Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen, Poli metil metakrilat, Polieter eter keton) dikkate alınarak modelleme yapılmış ve malzeme türünün tasarım ve dayanım üzerindeki etkileri araştırılmıştır.
3. Basınç kuvveti: Çalışmada diz eklemi üzerine etki eden en önemli yüklerden bir tanesi kişinin ağırlığına bağlı olarak değişen ve eklemi zorlayan basınç kuvvetidir. Basınç kuvveti etkisini görmek amacıyla ortalama bir insan dikkate alınarak dört farklı ağırlığı temsil edecek şekilde basınç değerleri belirlenmiş ve bu değerler yayılı yük şeklinde uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan basınç değerleri 0,4 MPa, 0,6 MPa, 0,8 MPa ve 1 MPa'dır.

4.3.1. Analizlerde kullanılan tanımlamalar

Bu çalışmadaki amaç farklı malzemeler dikkate alınarak, yenilikçi diz implantı tasarlamak ve ANSYS yazılımı ile dayanımını tespit etmek ve elde edilen sonuçlara göre sistemi yeniden boyutlandırmaktır. Çalışmada tasarım için SolidWorks yazılımı ve analizler için de ANSYS Workbench paket programı kullanılmıştır. Analizi gerçekleştirmek için bazı tanımlamaların önceden belirlenmesi gerekmektedir. Bu tanımlamalar: eleman tipi, mesh tipi ve boyutu ve analizlerde kullanılan malzeme modelidir. Bu değişkenler analizin hassasiyetini etkilemekte ve analizlerde kullanılacak formulasyonu belirlemektedir. Analizlerde kullanılacak malzeme modeline bağlı olarak hesaplamalarda kullanılan formüller değişiklik göstermektedir.

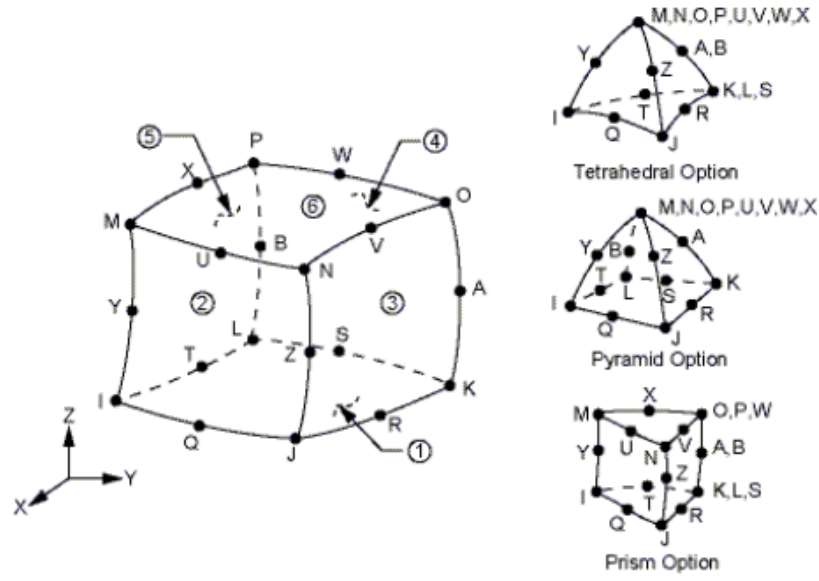
4.3.1.1. Eleman tipi

Sonlu elemanlar (SE) analizinde kullanılan farklı eleman tipleri ve geometrileri bulunmaktadır. SE yönteminde kullanılan elemanlar, bir boyutlu çubuk veya çizgisel elemanlar, iki boyutlu için üçgen, dörtgen veya kabuk elemanlar, üç boyutlu modellerde ise, dörtyüzlü veya katı elemanlar şeklinde kullanılmaktadır. Gerekli olması durumunda yay, dikdörtgen prizma vb. elemanlar da tanımlanabilmektedir. Şekil 4.2’de Ansys yazılımında ağ yapısında kullanılan eleman tipleri gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan ağ eleman tipleri [96]

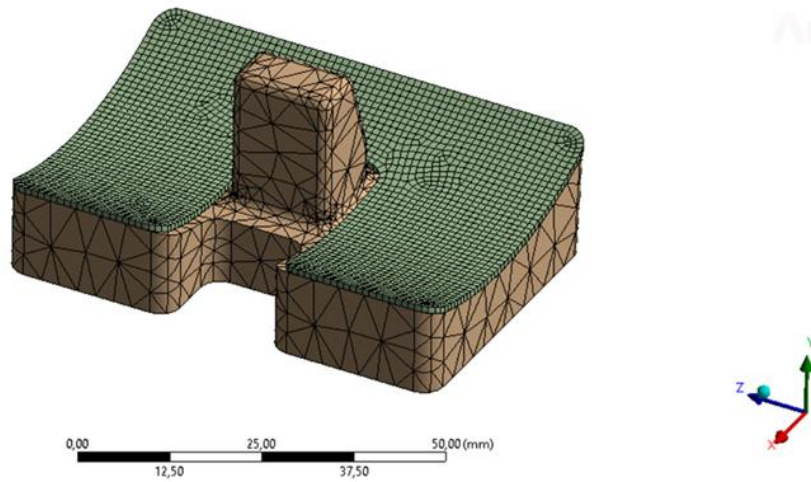
Tez çalışmasında, ANSYS yazılımında gerçekleştirilen analizlerde 3 boyutlu modellerde kullanılan Solid 186 eleman tipi kullanılmıştır. Solid 186 eleman tipi sadece 3 boyutlu modellerde kullanılan yapıların ağ yapısının oluşturulmasında gerekli olan bir modelleme aracıdır. Bu modelde Eleman, her biri üç serbestlik derecesine sahip yirmi düğümlerle tanımlanmaktadır. Solid 186 Eleman tipi, plastisite, sünme, şişme, gerilme sertleşmesi, gerinim vb. sonuçları içeren çıktılar verebilmektedir. Şekil 4.3’de solid 186 eleman tipi için düğüm noktaları ve nodlar gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Ansys'te kullanılan katı 186 eleman tipi [97]

4.3.1.2. Ağ (mesh) tipi ve yapısı

Ağ (mesh) tipi ve yapısı analiz sonuçlarını etkileyen en önemli parametrelerden biridir. Farklı kalınlıkta modellenen insertlerin, basınç kuvveti etkisinde uğradığı deformasyon ve gerilme değerleri ANSYS Workbench yazılımında analiz edilmiştir. Analizler Static Structural olarak uygulanmıştır. Tasarlanan yapay diz implantı modelinin mesh yapısı Şekil 4.4'te gösterilmektedir. Analizlerde alt tarafta görülen eklem sabitlenmiş ve malzemeye üstten 0,4 MPa, 0,6 MP, 0,8 MPa ve 1 MPa basınç uygulanmıştır. Modelin analizinde PE, UHMWPE, PEEK ve PMMA'nın olmak üzere 4 farklı malzeme özellikleri tanımlanmıştır. İnsert malzemesinde meydana gelecek değişimler daha önemli olduğu için bu malzeme daha sık mesh yapılmıştır.



Şekil 4.4. İnsert analizinde uygulanan Mesh yapısı

4.3.1.3. Malzeme modeli

Çalışmalarda kullanılacak malzeme modelinin doğru bir şekilde tespit edilmesi analiz sonuçlarının hassasiyeti açısından kritik öneme sahiptir. Sonuçların doğruluğuna etki eden en önemli parametrelerden biri kullanılan malzeme modelidir. Malzeme modeli içerisinde hesaplamalarda kullanılacak formülasyonlar ve sınır şartları yer almaktadır.

Yapılan çalışmalarda insert olarak isimlendirilen parçanın analizlerinde kullanılacak malzeme modelinde mesh geometrisi olarak dörtgen seçilmiştir. Kullanılacak malzeme modeli için belirlenen malzeme özellikleri Tablo 4.1’de tanımlanmıştır.

Tablo 4.1. Analiz sırasında kullanılan malzeme özellikleri [98-101]

Malzeme özelliklerinin tanımlanması				
Malzeme Özellikleri	Polietilen	UHMWPE	PEEK	PMMA
Yoğunluk (kg/m ³)	950	940	1300	1200
Elastisite Modülü (MPa)	1100	927,9	3800	2200
Poission oranı	0,42	0,4216	0,3779	0,34
Çekme Akma Dayanımı (MPa)	24,3	25	70,3	64,8
Basınç Akma Dayanımı (MPa)	4	5,1711	12	110
Maksimum Basma Dayanımı (MPa)	33	43,18	50,3	62

4.3.2. Malzeme tipi

Modelleme ve tasarımda kullanılan malzeme tipi analiz sonuçlarını etkileyen bir diğer önemli parametredir. Malzeme tipine bağlı olarak geliştirilen insert modelinin mekanik özellikleri değişiklik göstermektedir. Çalışmada, PE, UHMWPE, PEEK, PMMA olmak üzere toplam 4 farklı malzeme kullanılmıştır. Bu malzemelerin insert modelinin mekanik özelliklerine etkisi sonlu elemanlar yöntemiyle araştırılmıştır.

4.3.2.1. Polietilen

Kalça ve diz replasmanlarında eklem yüzeyi için kullanılan en iyi malzemenin polietilen (PE) olduğu düşünülmektedir. Artroplastinin ömrünü uzatmak ve aşınma direncini artırmak amacıyla PE'nin farklı aşınma özelliklerine sahip yeni varyantları üretilmiştir. Total kalça artroplastisinde yüksek oranda çapraz bağlı polietilen kullanılmakta olup, total diz artroplastisinde (TDA) kullanımı konusunda tartışmalar devam etmektedir [101].

4.3.2.2. UHMWPE

İyi işlenebilirlik, yanlış hizalamalara karşı ince ayar ve nispeten ucuz fiyat gibi tribolojik ve mekanik özellikleri nedeniyle UHMWPE sıklıkla kullanılmaktadır [102]. Bazı niteliklerini iyileştirmek ve değiştirmek için UHMWPE sıklıkla gama işlemine tabi tutulur. Gelişmiş ve yüksek aşınma direnci özelliği nedeniyle, UHMWPE, özellikle de birbirine bağlı UHMWPE, yaygın olarak tercih edilen bir malzeme durumundadır. Diz implantı bileşenlerinde oksidasyon oluşmaya başladığında, aşınmanın gelişmesi nedeniyle malzemenin dayanımı azalır ve ürün daha kısa ömürlü olur [103].

4.3.2.3. PEEK

PEEK, polimerlerden yapılmış açık renkli bir termoplastiktir. Suda çözünmeyen, fizyolojik olarak inert bir polimer olup yüksek mukavemete, sertliğe ve termal ve kimyasal değişikliklere dayanma kabiliyetine sahiptir. Hücre çoğalmasını ve implantlar için gereken dokuların oluşumunu hızlandırmak için doğru miktarda yüzey pürüzlülüğü sağlayarak onlara stabilite kazandırır [104].

4.3.2.4. PMMA

PMMA sıklıkla kemik çimentosu veya kemik dolgusu olarak adlandırılır [104]. Kemiğe benzer elastik modülü nedeniyle, ortopedik cerrahi prosedürlerde kullanılan sentetik bir biyomalzeme olarak önemli bir amaca hizmet eder. Ameliyat sırasında yerleştirilen ve karıştırılan PMMA ile diz protezi parçaları kemiğe sabitlenebilir [105].

4.4. Diz Modeli Üzerinde Uygulanan Statik Analizler

4.4.1. Basınç etkisinin incelenmesi

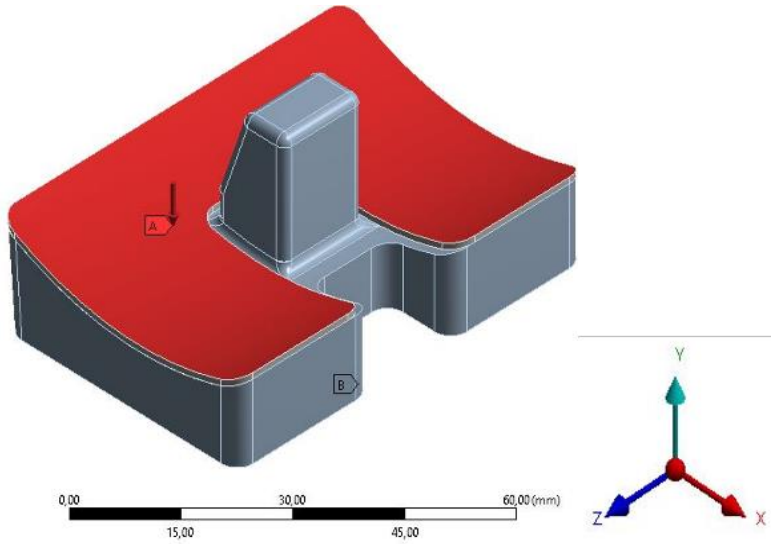
Bu çalışmada, PE, UHMWPE, PEEK, PMMA olmak üzere 4 farklı malzeme kullanılmıştır. Farklı ağırlıklara sahip olduğunu düşündüğümüz kullanıcılar dikkate alınarak, diz implantı üzerine, 4 farklı basınç (0,4 MPa; 0,6 MP; 0,8 MPa; 1 MPa) değeri uygulanmıştır. Modelleme sırasında kıkırdak yapısı için 5 farklı et kalınlığı (1, 2, 3, 4, 5mm) dikkate alınarak analizler yapılmıştır.

Diz eklemi üzerine etki eden basınç değeri, cinsiyete, kiloya ve yaşa bağlı olarak farklılıklar göstermektedir. Tez çalışmasında, basma kuvvetinin iki bacağa eşit dağıldığı öngörülmüş ve bu değer de %10'unun diz implantı üzerine etki ettiği kabul edilmiştir. Diz implantı üzerine etki eden basma kuvvetinin etkisini incelemek

amacıyla, kıkırdak yapı üzerine farklı basınç değerleri uygulanmış ve bu durumda yapı üzerinde oluşan değişimler incelenmiştir. Yükleme sonucunda, diz eklemine oluşan gerilme, deformasyon ve zorlanma durumları SE yöntemiyle analiz edilmiştir.

4.4.1.1. 0,4 MPa basınç uygulaması durumunun incelenmesi

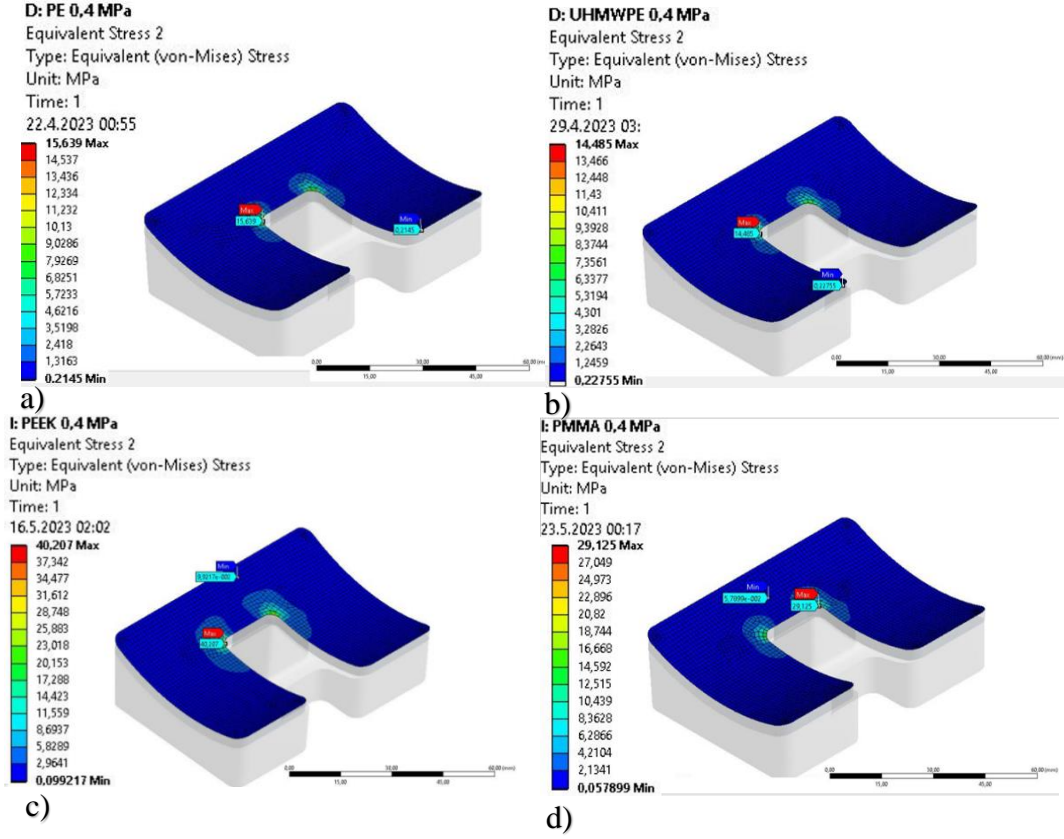
Basınç etkisini incelemek amacıyla yapay diz implantı modeli tasarlanmıştır. Farklı kalınlık ve malzemeden üretilmiş modeller üzerine basınç uygulanması kuvvete bağlı olarak oluşan gerilme, zorlanma ve deformasyon değişimleri incelemiştir. Von-Mises akma ve kırılma kriteri dikkate alınarak gerilme ve zorlanma sonuçları elde edilmiştir. Şekil 4.5’de Analiz sırasında uygulanan sınır şartları gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Analizde uygulanan sınır şartları

Şekil 4.5’te B sembolü ile gösterilen parça sabitlenmiş, kırmızı renkli parçaya ise yüzeye dik olacak şekilde basma kuvveti uygulanmıştır. Bu sınır şartları ile gerçekleştirilen analizler sonucunda, maksimum gerilme ve deformasyon değerleri elde edilmiş ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.

Şekil 4.6’da 3 mm kalınlığındaki kıkırdak yapı üzerine 0,4 Mpa basınç uygulanması durumunda dört farklı malzemede oluşan gerilme dağılımları gösterilmiştir.

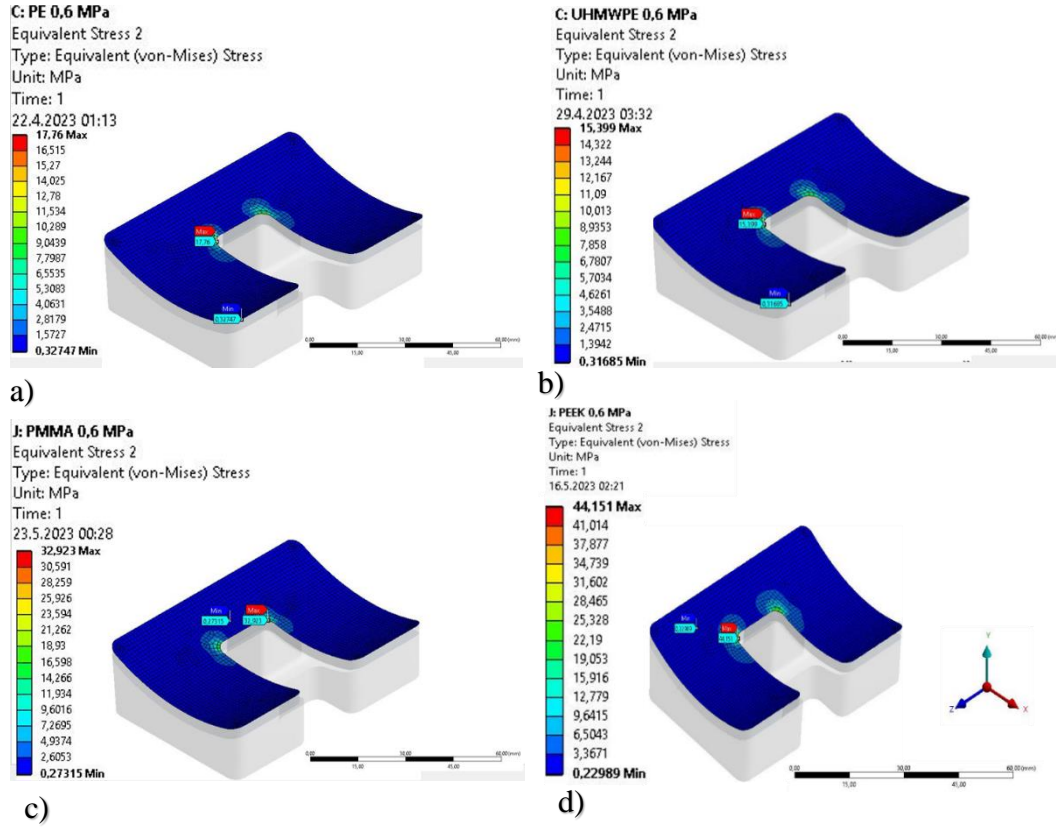


Şekil 4.6. 3 mm kalınlığındaki kırık yapı üzerine 0,4 MPa basınç uygulanması durumunun incelenmesi a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA

Analiz sonuçları incelendiğinde, 3 mm kalınlığındaki UHMWPE malzemesinden üretilmiş olan insert üzerine 0,4 MPa basınç uygulandığında dayanım değerinin diğer malzemelere oranla daha yüksek olduğu gözlemlenmiş ve daha düşük gerilme değerleri elde edilmiştir.

4.4.1.2. 0,6 MPa basınç uygulanması durumu

3 mm et kalınlığı için dört farklı malzeme dikkate alınarak 0,6 MPa basınç uygulanması durumunda elde edilen analiz sonuçları Şekil 4.7' de gösterilmiştir.

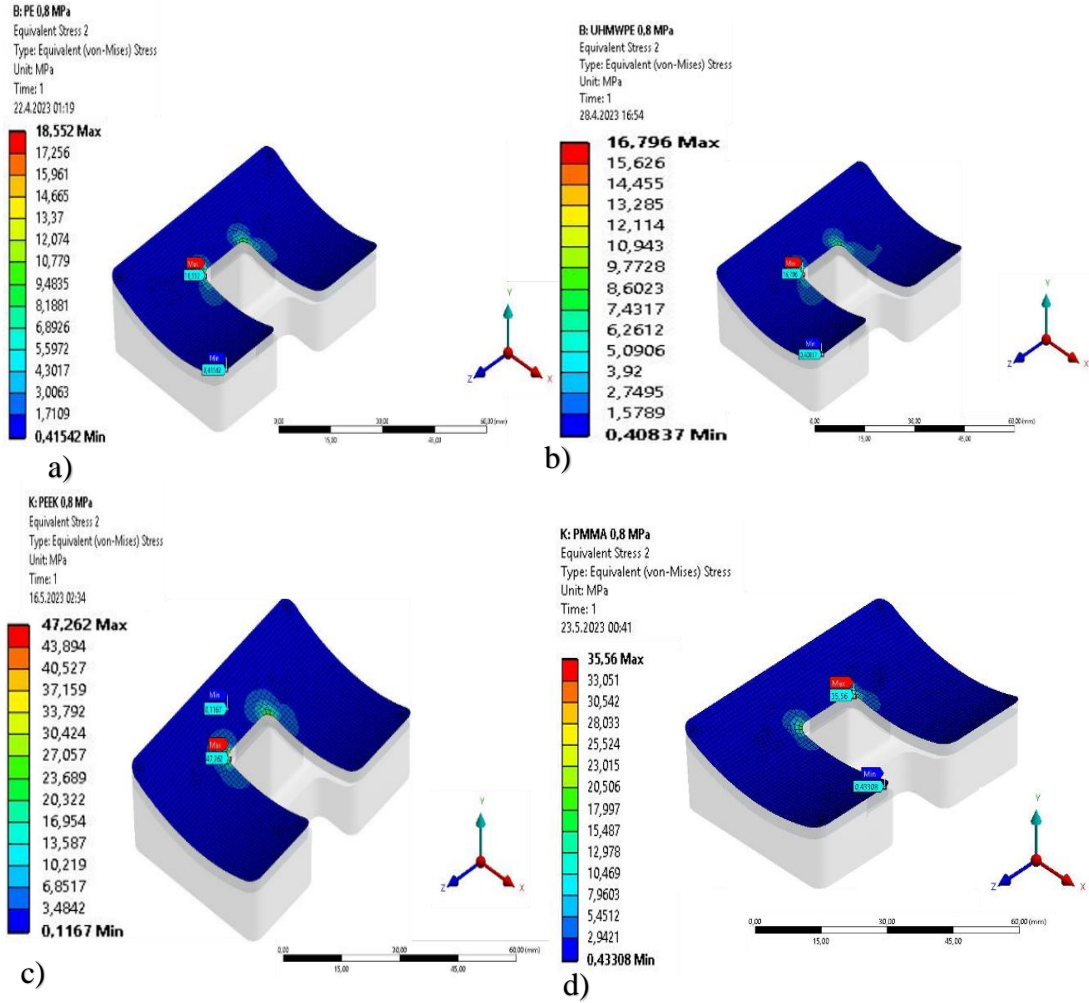


Şekil 4.7. 3 mm et kalınlığına sahip farklı malzemelerden üretilmiş modellere 0,6 MPa basınç uygulanması a) PE, b) UHMWPE, c) PMMA, d) PEEK

Analiz sonuçlarına göre PEEK malzemesinde daha çok gerilme meydana gelmektedir ve dayanım değeri diğer malzemelere göre daha düşüktür. 0,6 MPa basınç uygulanması durumunda en uygun malzemenin ise UHMWPE olduğu görülmektedir. En düşük gerilme bu malzemede oluşmuştur (15,39 MPa). Ancak bu malzemenin maliyeti diğerlerine göre daha yüksektir. Bu nedenle gerilme değeri 17,76 MPa olan PE malzemesi daha iyi bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır.

4.4.1.3. 0,8 MPa uygulanması durumu

Farklı malzemelerden üretilmiş insert tasarım modelleri üzerine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.8`da gösterilmiştir. 3 mm`nin altındaki kalınlık değerlerinde sistemin emniyetli olmadığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle analiz sonuçları incelenirken 3 mm ve daha yüksek et kalınlığına sahip parçalar değerlendirilmiştir.

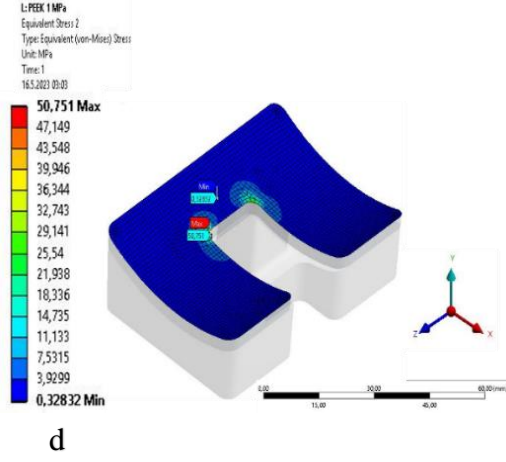
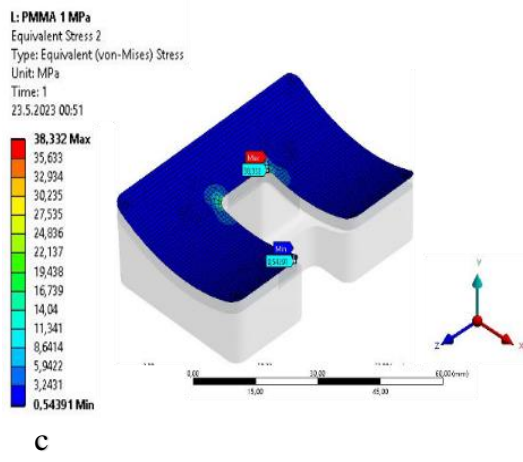
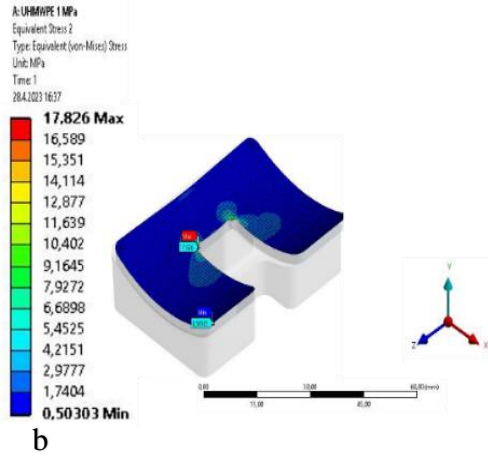
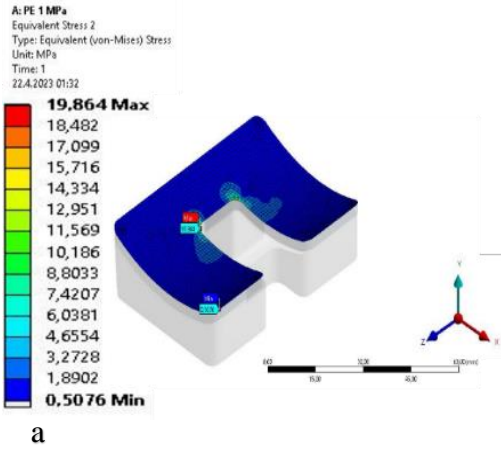


Şekil 4.8. 3 mm et kalınlığına 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda farklı malzemelerden üretilmiş insert modellerinde oluşan gerilme değerleri: a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA

3mm kalınlığında dört farklı malzeme dikkate alınarak modellenmiş olan insert tasarımına 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda, en düşük gerilmenin UHMWPE malzemesinde olduğu, en yüksek gerilmenin ise PEEK malzemesinde olduğu görülmüştür. Bu basınç ve kalınlık değeri için en uygun malzemenin UHMWPE olduğu sonucuna varılmıştır.

4.4.1.4. 1 MPa basınç uygulanması durumu

3 mm et kalınlığı ve farklı malzemelerden üretilmiş insert üzerine 1 MPa basınç uygulanması durumunda elde edilen analiz sonuçları Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. 3 mm et kalınlığı için 1 MPa basınç uygulanması durumunda malzemelerde oluşan gerilme değerleri a) PE, b) UHMWPE, c) PEEK, d) PMMA

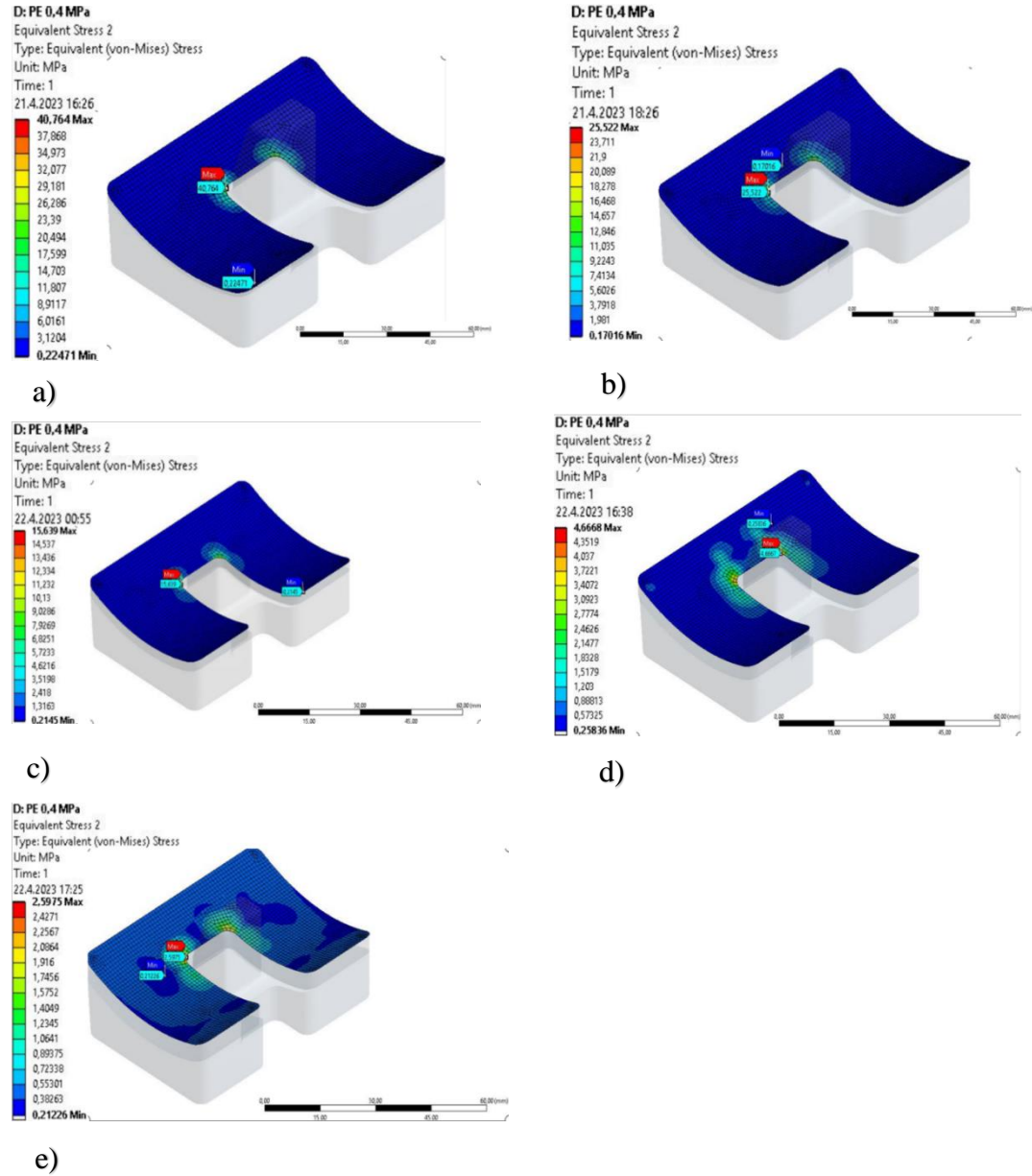
Analizlerde 1mm ile 5mm kalınlık değer arasında 5 farklı kalınlık değeri için analizler gerçekleştirilmiş ve en düşük kalınlığa sahip malzeme kalınlığı olarak 3mm kalınlık tespit edilmiştir. 3mm kalınlıkta tasarlanmış malzemeler üzerine 1 MPa basınç uygulanması durumunda elde edilen analiz sonuçları incelendiğinde en düşük gerilmenin UHMWPE malzemesinde, en yüksek gerilmenin ise PEEK malzemesinde olduğu görülmektedir. Gerilmenin az olması ürünün dayanım ömrünün daha uzun olması anlamına gelmektedir.

4.4.2. Et kalınlığı etkisinin incelenmesi

Bu bölümde et kalınlığının insert malzemesinin performansına etkisini incelemek amacıyla 5 farklı kalınlık değerinde tasarımlar yapılmış ve 4 farklı basınç değeri uygulanarak analizler gerçekleştirilmiştir. Daha sonra elde edilen sonuçlar değerlendirilerek gerilme ve deformasyonlar belirlenmiş ve karşılaştırılmıştır.

4.4.2.1. Et kalınlığına bağılı olarak gerilme ve deformasyon değişimleri

1 mm ile 5 mm kalınlık değerlerinde PE malzemesinden üretilmiş insert parçası üzerine 0,4 MPa basınç uygulandığında elde edilen analiz sonuçları Şekil 4.10'da gösterilmiştir.

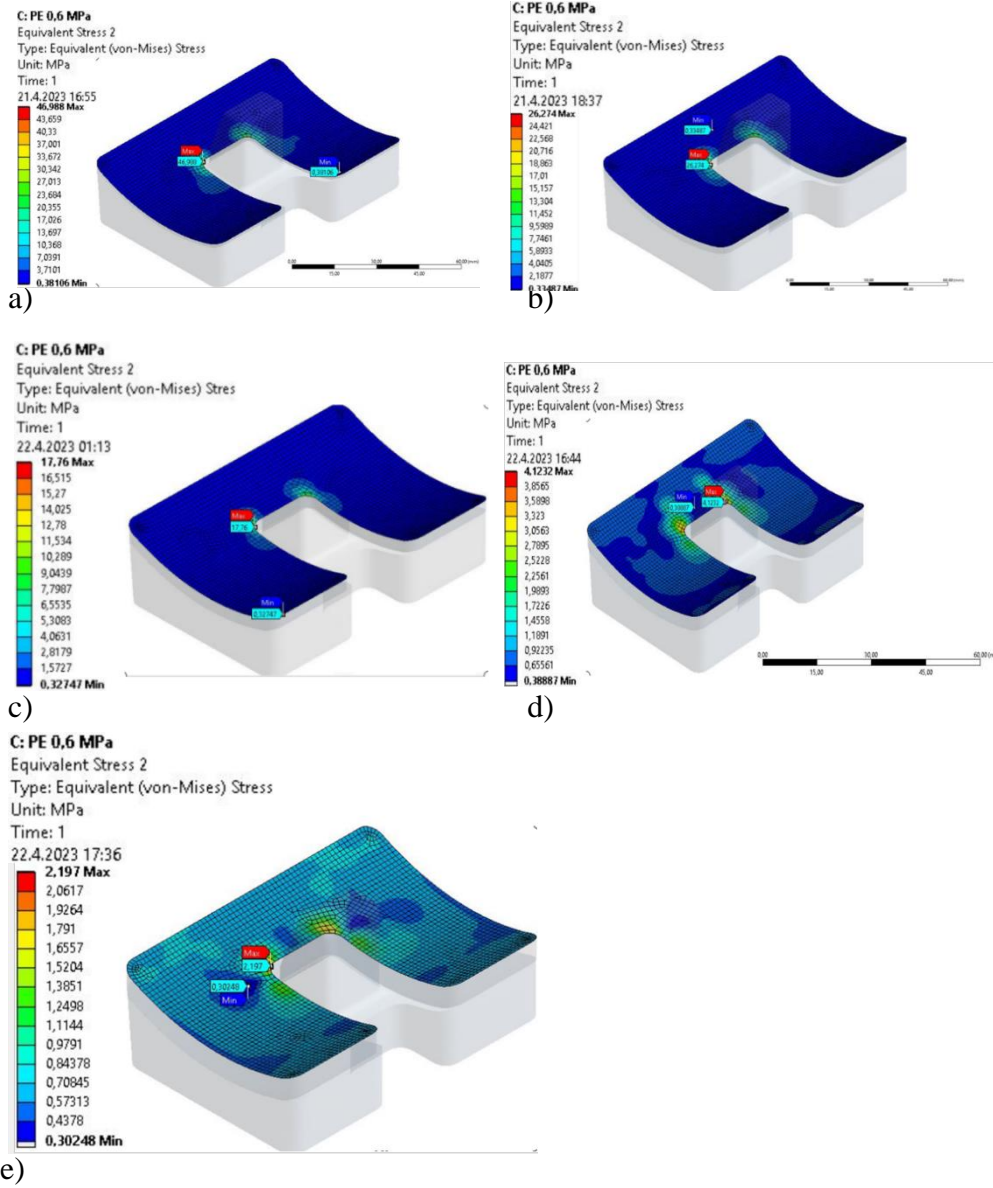


Şekil 4.10. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçları incelendiğinde polietilen insert malzemesi için 1 mm ve 2 mm et kalınlığında daha çok gerilme oluşmaktadır. İnsert kalınlığı arttıkça gerilme değeri azalmaktadır. 3 mm ve daha kalın insert malzemeleri çalışmada kullanılabilir. 4 mm kalınlığındaki insert 3 mm kalınlığındakine oranla %70 daha az gerilme

oluşmuş, 5mm kalınlığındaki insert ise 4mm kalınlığındakine oranla %44 daha az gerilme göstermiştir.

0,6 MPa basınç uygulanması zamanı et kalınlıklarında oluşan değerler Şekil 4.11’de gösterilmiştir.

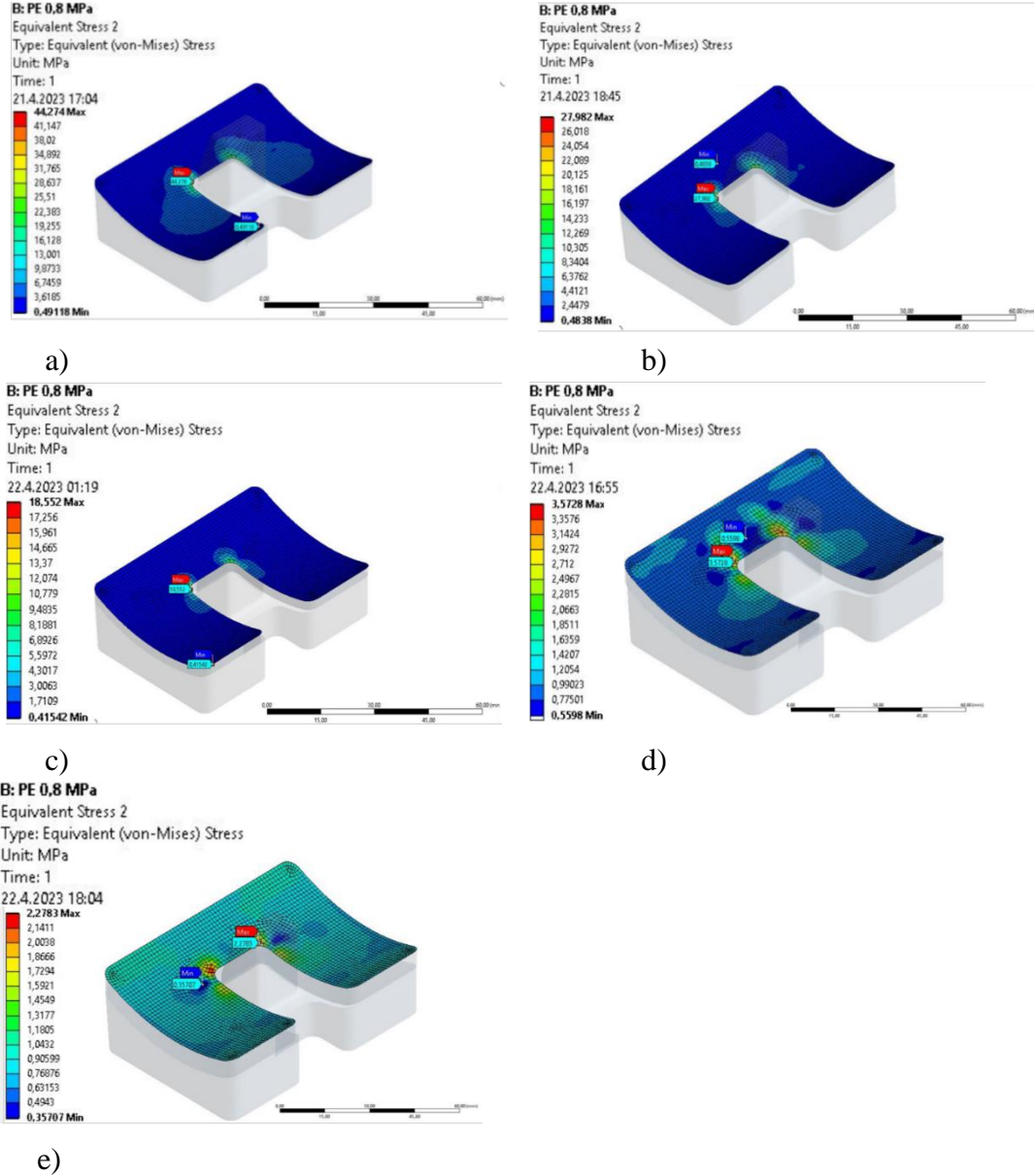


Şekil 4.11. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

1 ve 2 mm et kalınlığı için 0,6 MPa basınç etkisi sonrası yüksek gerilme değeri oluşmuştur. Bu nedenle 1 ve 2 mm kalınlığındaki malzemeler emniyetli değildir. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesinde 3 mm kalınlığındaki malzemeye oranla %76 daha

az gerilme oluşmuş, 5 mm kalınlığındaki insert malzemesi ise 4 mm kalınlığındaki malzemeye oranla %46 kadar az gerilmeye uğramıştır.

0,8 MPa basınç etkisi sonrası 1 mm ile 5 mm kalınlığında oluşan gerilme değerleri Şekil 4.12’de gösterilmiştir.

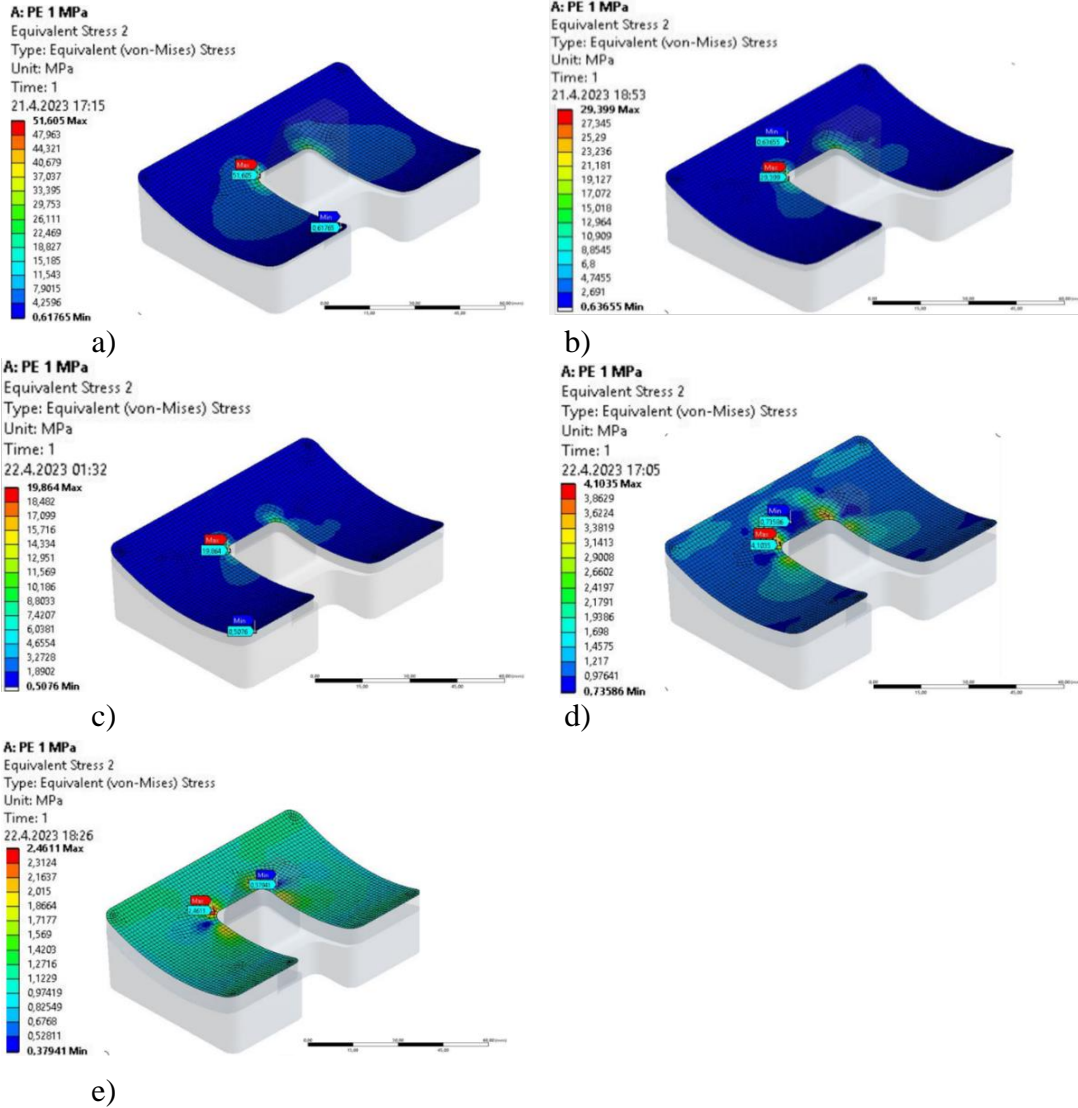


Şekil 4.12. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

1 mm ile 5mm kalınlığında tasarlanmış polietilen malzemeler üzerine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda elde edilen analiz sonuçları incelendiğinde 3,4,5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde oluşan gerilme değerleri emniyet sınırları içerisinde kalmaktadır. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesinde 3 mm kalınlığındaki

malzemeye oranla %80 daha azgerilme oluşmuş, 5 mm kalınlığındaki malzeme ise 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %36 daha az gerilmeye uğramıştır.

1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan maksimum ve minimum gerilme değerleri Şekil 4.13'te gösterilmiştir.

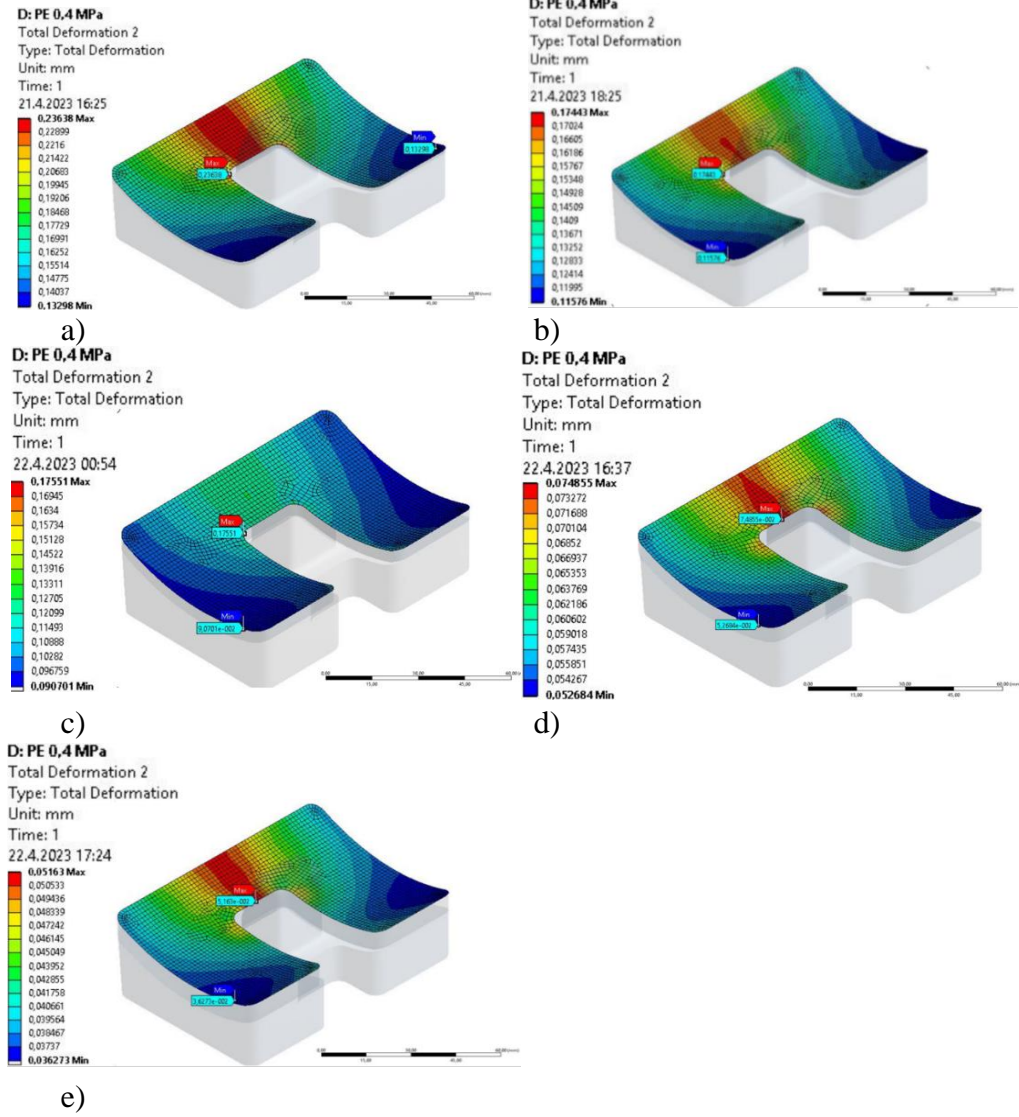


Şekil 4.13. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçlarının incelenmesi durumunda en düşük gerilme değerinin 5 mm kalınlığındaki malzemede, en yüksek gerilme değerinin ise 1 mm kalınlığındaki malzemede olduğu görülmektedir. 1 ve 2 mm kalınlığındaki insert malzemesi yeterli dayanıma sahip olmadığından kullanımı uygun değildir. 4 mm kalınlığındaki malzeme 3 mm kalınlığındaki malzemeye oranla %79 gerilme göstermiştir, 5 mm kalınlığındaki malzeme ise 4 mm kalınlığındaki malzemeye oranla %40 daha az gerilime uğramıştır.

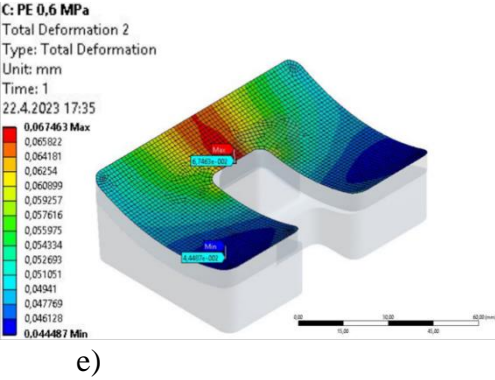
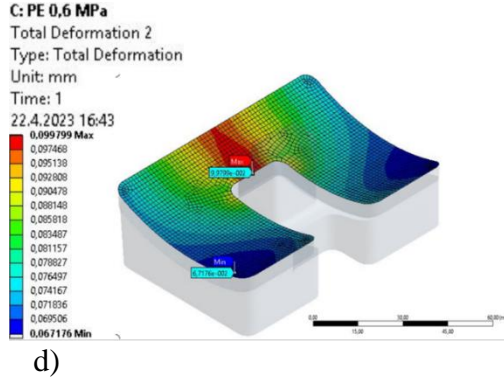
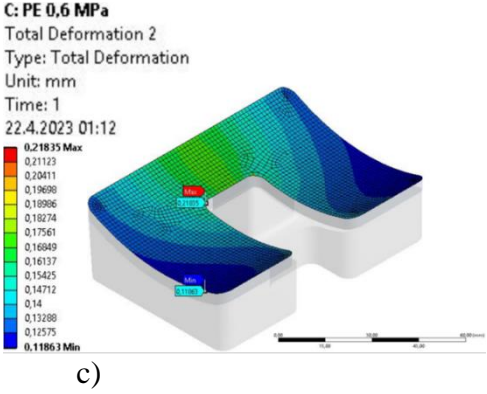
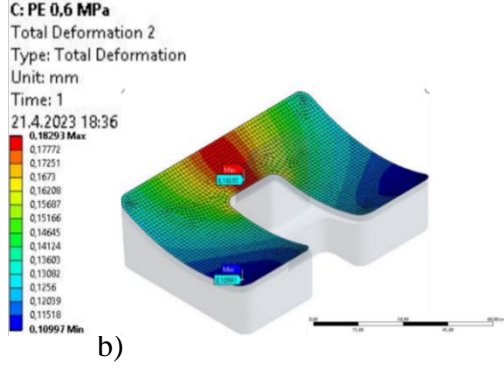
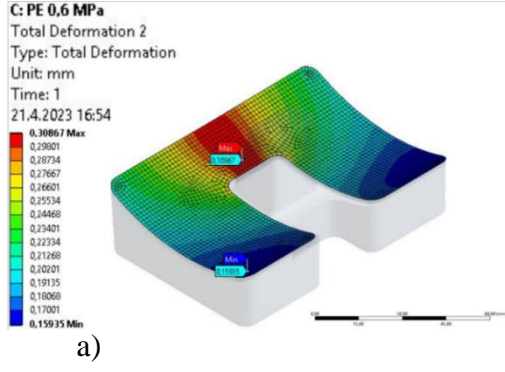
İnsert malzemesi üzerine uygulanan basınç arttıkça et kalınlığında oluşan gerilme değerleri de artacaktır.

1 mm ile 5 mm et kalınlığı için 0,4 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.14'te gösterilmiştir.



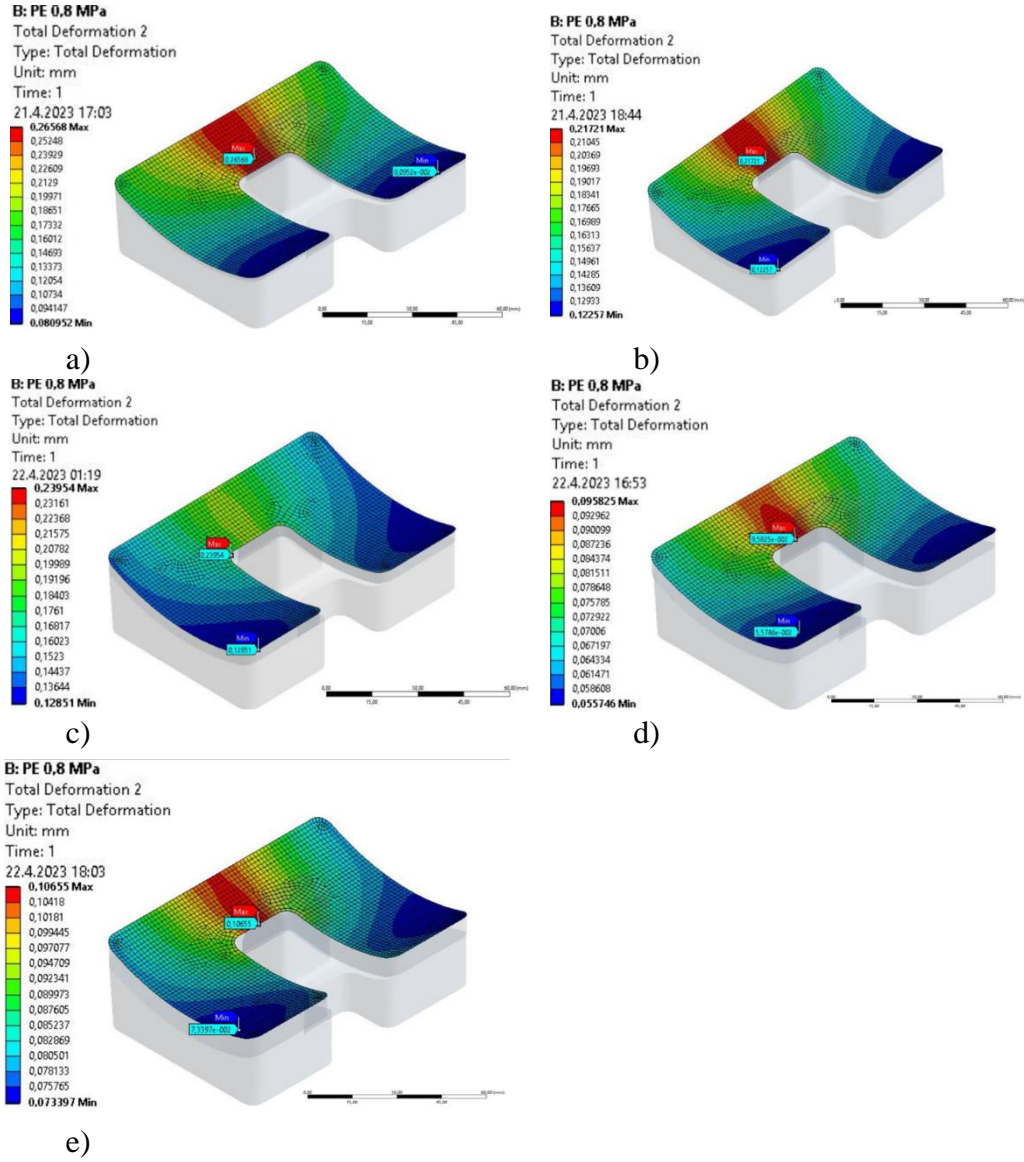
Şekil 4.14. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçlarına göre farklı malzemelerdeki 1 mm ile 5 mm et kalınlığına 0,4 MPa basınç uygulandığında 1 mm kalınlığındaki polietilen insert malzemesi daha çok deformasyona uğramıştır, 5 mm kalınlığındaki insert malzemesi ise minimum deformasyon değeri göstermiştir.



Şekil 4.15. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri: a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

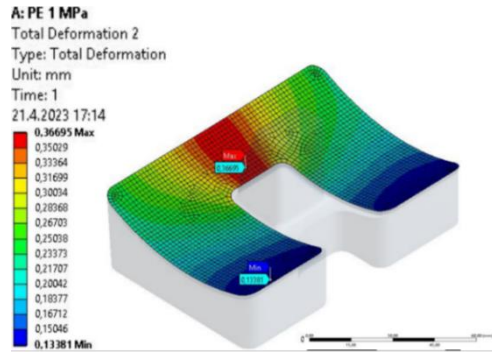
1 mm ile 5 mm et kalınlığındaki insert malzemelere 0,8 MPa basınç uygulanmış ve malzemelerin değişim gösteren deformasyon değerleri Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



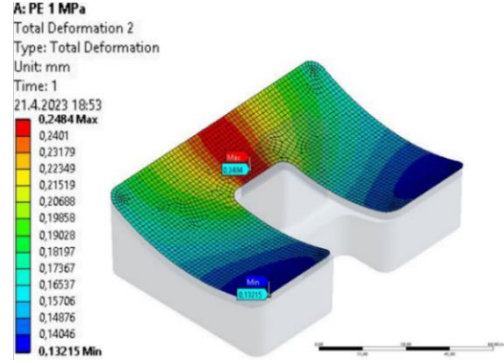
Şekil 4.16. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 0,8 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değeri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Beş farklı et kalınlığı dikkate alınarak modellenmiş olan insert tasarımına 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda, en düşük deformasyon değerinin 5 mm et kalınlığında olduğu, en yüksek deformasyon değerinin ise 1 mm et kalınlığındaki malzemede olduğu görülmüştür.

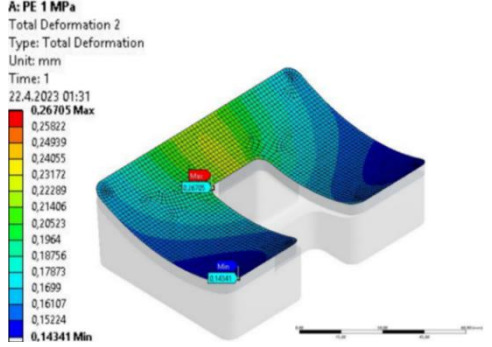
1 mm ile 5 mm et kalınlığındaki polietilen malzemesine 1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.17’de gösterilmiştir.



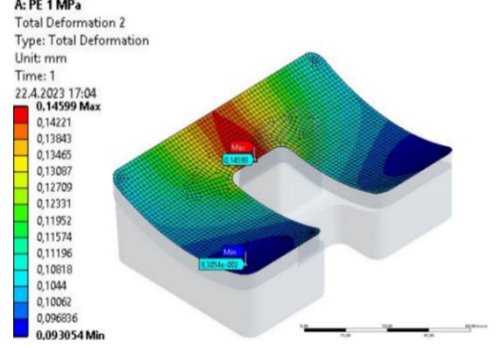
a)



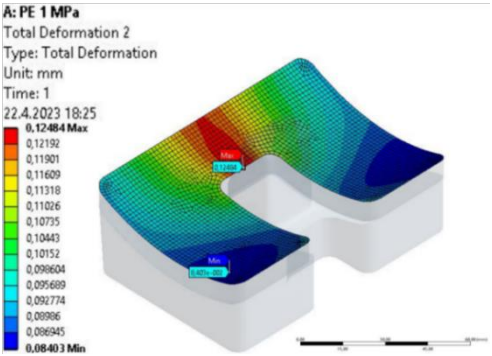
b)



c)



d)

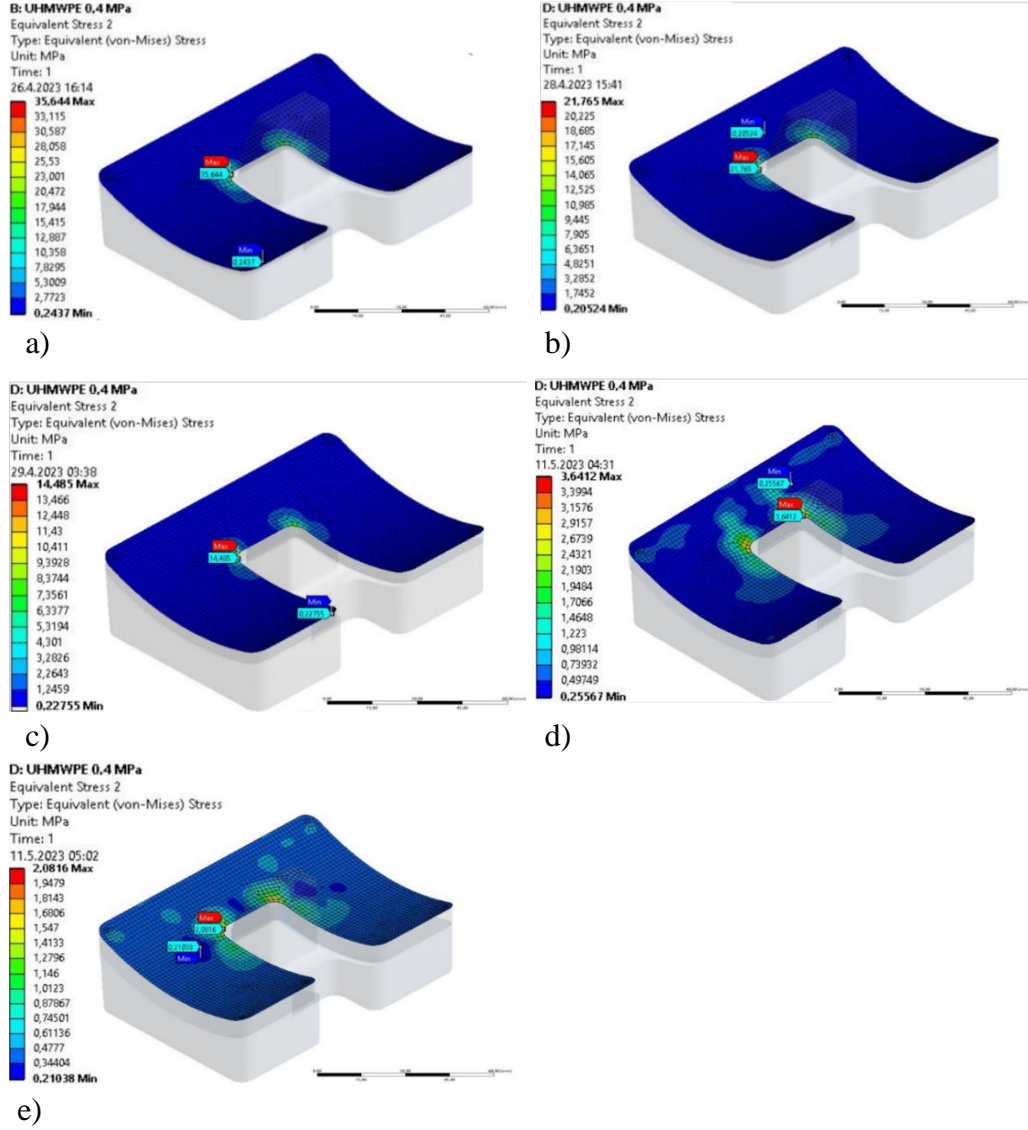


e)

Şekil 4.17. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki PE malzemesine 1 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Polietilen insert malzemesi üzerine 1 MPa basınç uygulanması durumunda 1 mm et kalınlığındaki malzeme daha çok deformasyona uğramıştır. 5 mm et kalınlığında ise minimum değer oluşmaktadır.

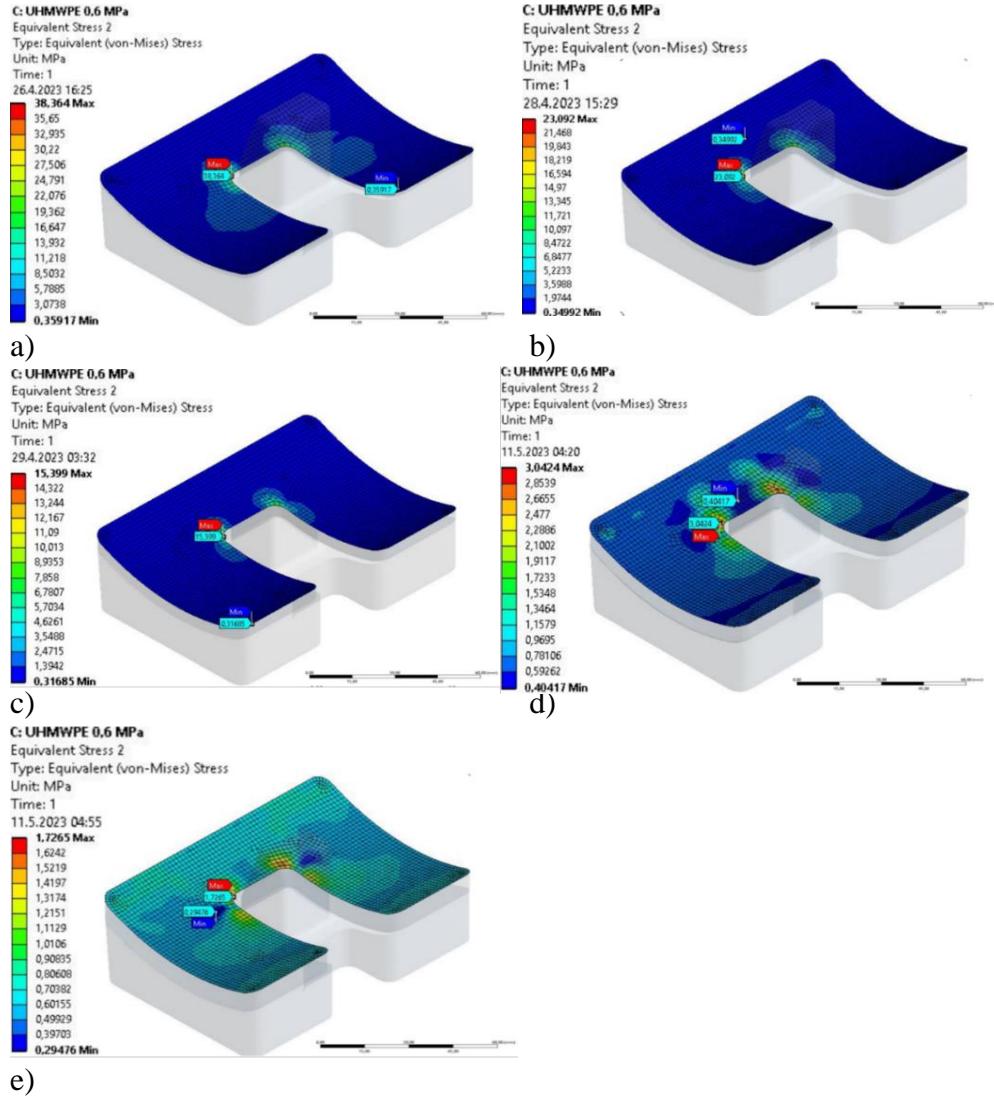
Farklı et kalınlığındaki UHMWPE malzemelerine 0,4 MPa basınç uygulandığında oluşan gerilme dağılımı Şekil 4.18'de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. 1 ile 5 mm et kalınlığı için 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda et kalınlığında oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçları incelendiğinde et kalınlığının 2,3,4,5 mm olması durumunda gerilme değerinin emniyetli olduğu görülmektedir. 3 mm kalınlığındaki insert malzemesi, 2 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %33 daha az gerilme göstermiştir. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesi 3 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %74 daha az gerilme oluşmuştur. 5 mm kalınlığındaki insert malzemesi ise 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %42 kadar az gerilmeye uğramıştır. Tüm sonuçlar incelendiğinde en düşük gerilme, 5 mm et kalınlığındaki insert malzemesinde oluşmuştur. Gerilmenin az olması, dayanımın yüksek olması ve buna bağlı olarak da insertin daha uzun ömürlü olması anlamına gelmektedir. En çok gerilme ise 1 mm kalınlığındaki malzemede görülmüştür.

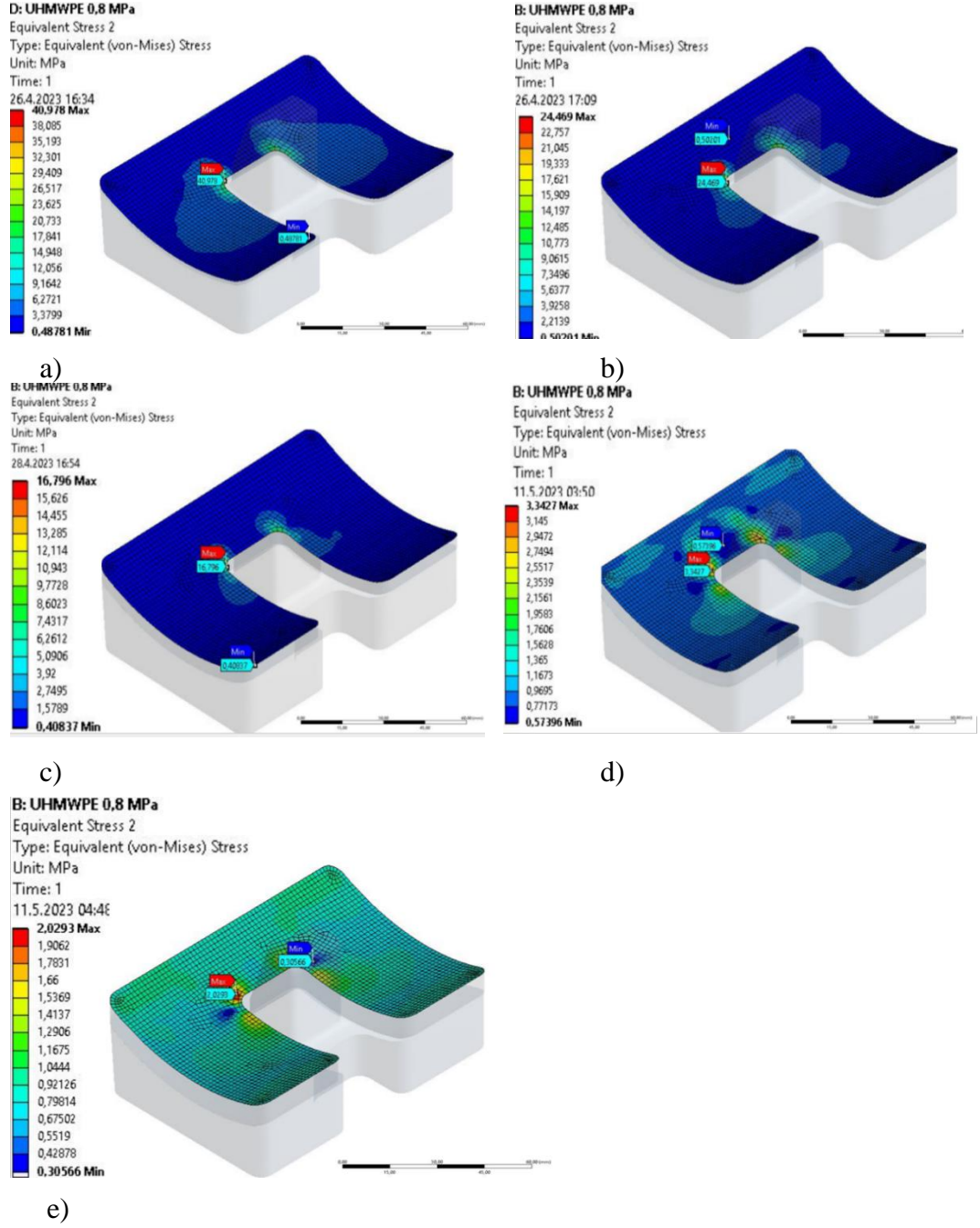
UHMWPE insert malzemesi için 5 farklı et kalınlığı dikkate alınarak 0,6 MPa basınç uygulanması durumunda elde edilen analiz sonuçları Şekil 4.19’da incelenmiştir.



Şekil 4.19. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki UHMWPE insert malzemesine 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçlarına göre, 0,6 MPa basınç uygulanması durumu için 2,3,4,5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde oluşan gerilme değerleri emniyetli sınırlar içerisindeydir. Malzemeye etki eden basınç değeri arttıkça gerilmenin azaldığı görülmüştür. 5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %43 daha az gerilme oluşturduğu görülmüştür.

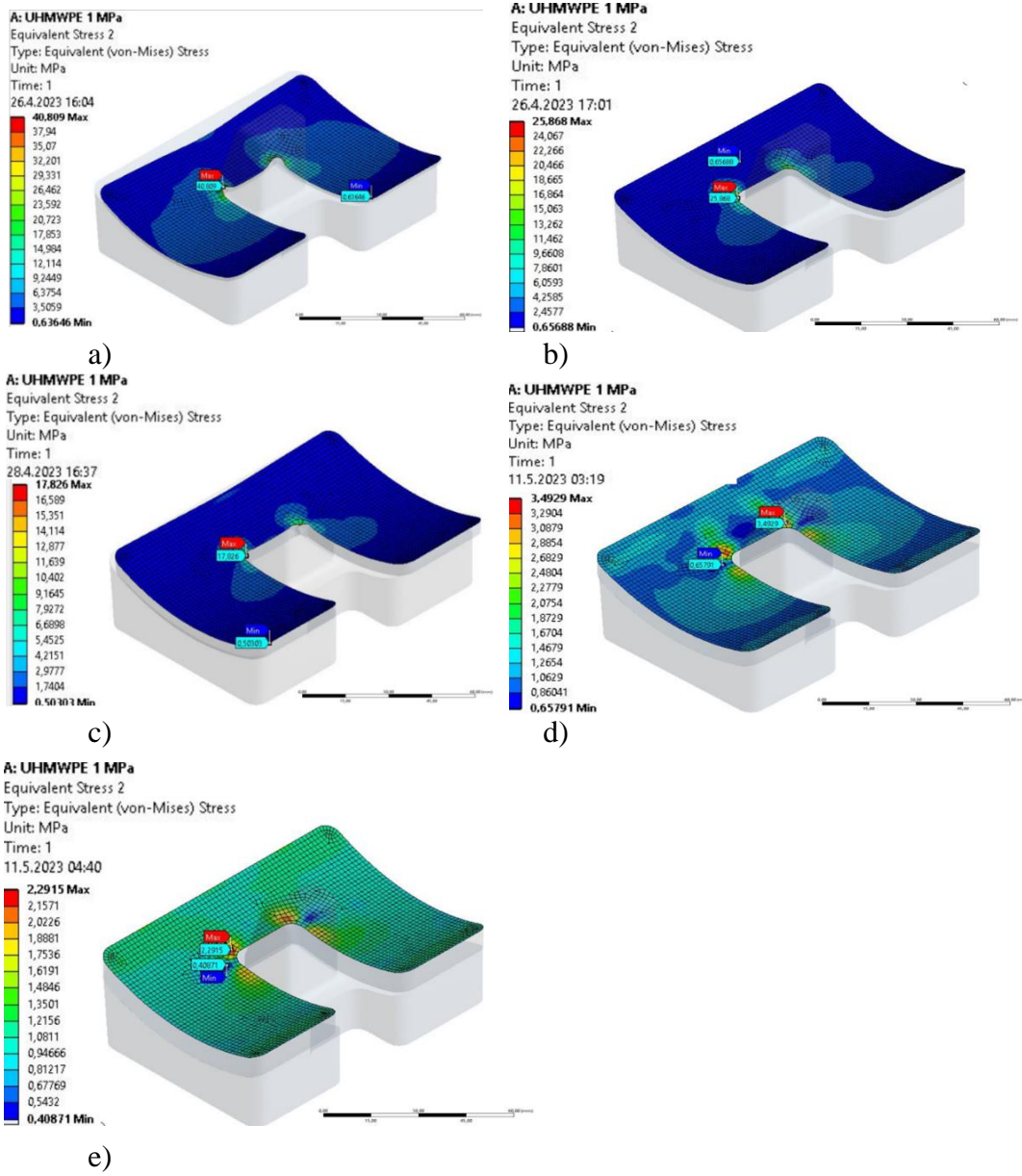
İnsert malzemesi üzerine etki eden basınç değerin 0,8 MPa olması durumunda oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.20’de gösterilmiştir.



Şekil 4.20. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki UHMWPE insert malzemesine 0,8 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

1 ile 5 mm kalınlığındaki malzeme dikkate alınarak modellenmiş olan insert tasarımına 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan gerilme değerleri karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçlarına göre, 5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine oranla %39 daha az gerilme oluşturmaktadır. Bu sonuç, 5 mm kalınlığındaki insert malzemesinin daha uygun olduğunu göstermektedir.

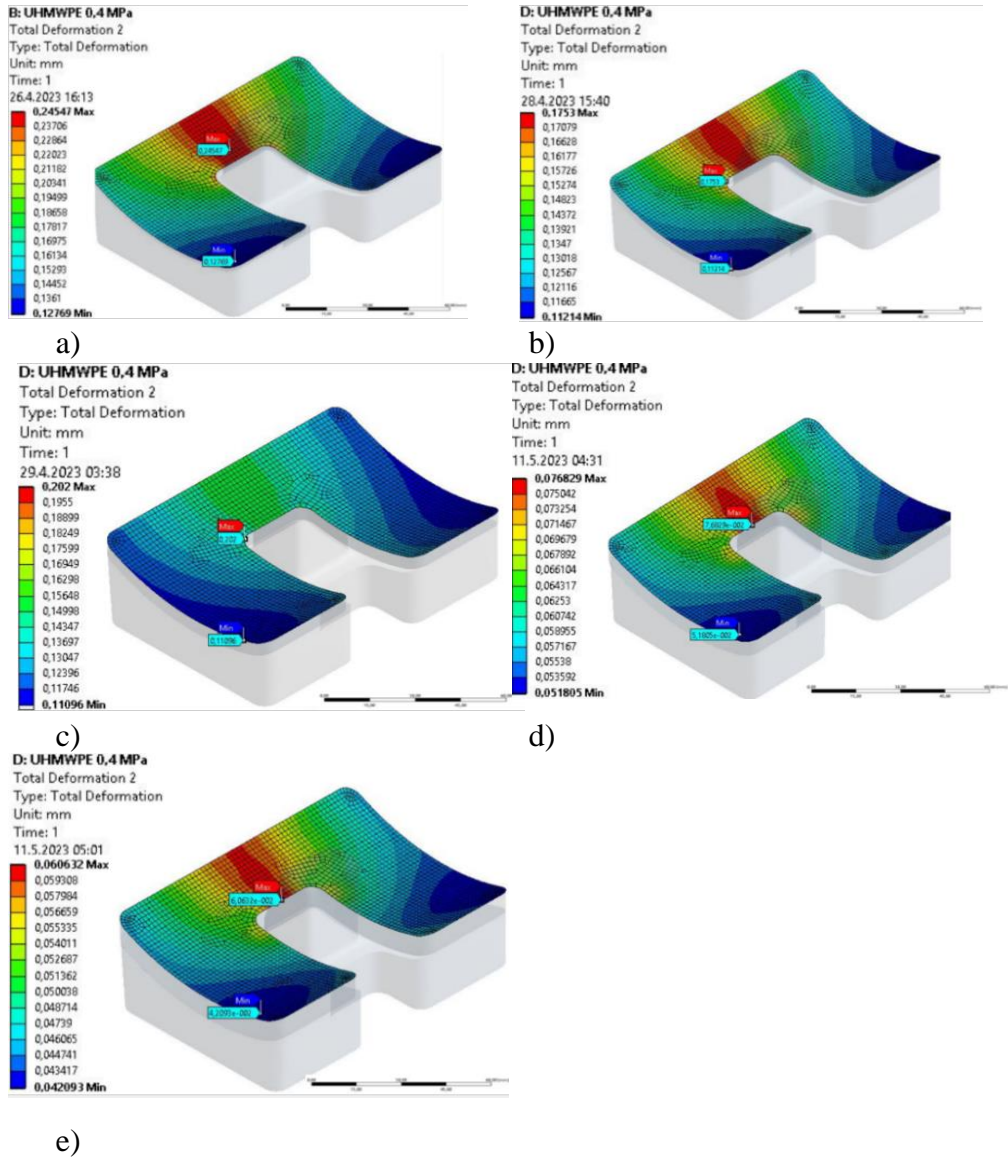
5 farklı et kalınlığındaki UHMWPE insert malzemesi için 1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan analiz sonuçları Şekil 4.21’de gösterilmektedir.



Şekil 4.21. 1 ile 5 mm et kalınlığındaki UHMWPE insert malzemesine 1 MPa basınç uygulaması durumunda oluşan gerilme değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

1 ile 5 mm arasındaki et kalınlığı olarak farklı basınçlar uygulandığında UHMWPE malzemesinde oluşan gerilme değerleri incelenmiştir. 1 ve 2 mm et kalınlığı, insert üzerinde oluşan gerilme emniyetli değerin üzerinde olduğundan uygun görülmemiştir. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesinde, 3 mm kalınlığındaki malzemeden %80 daha az gerilme görülmüştür. 5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde, 4 mm kalınlığındaki insert malzemesinden %34 daha az gerilme oluşmuştur.

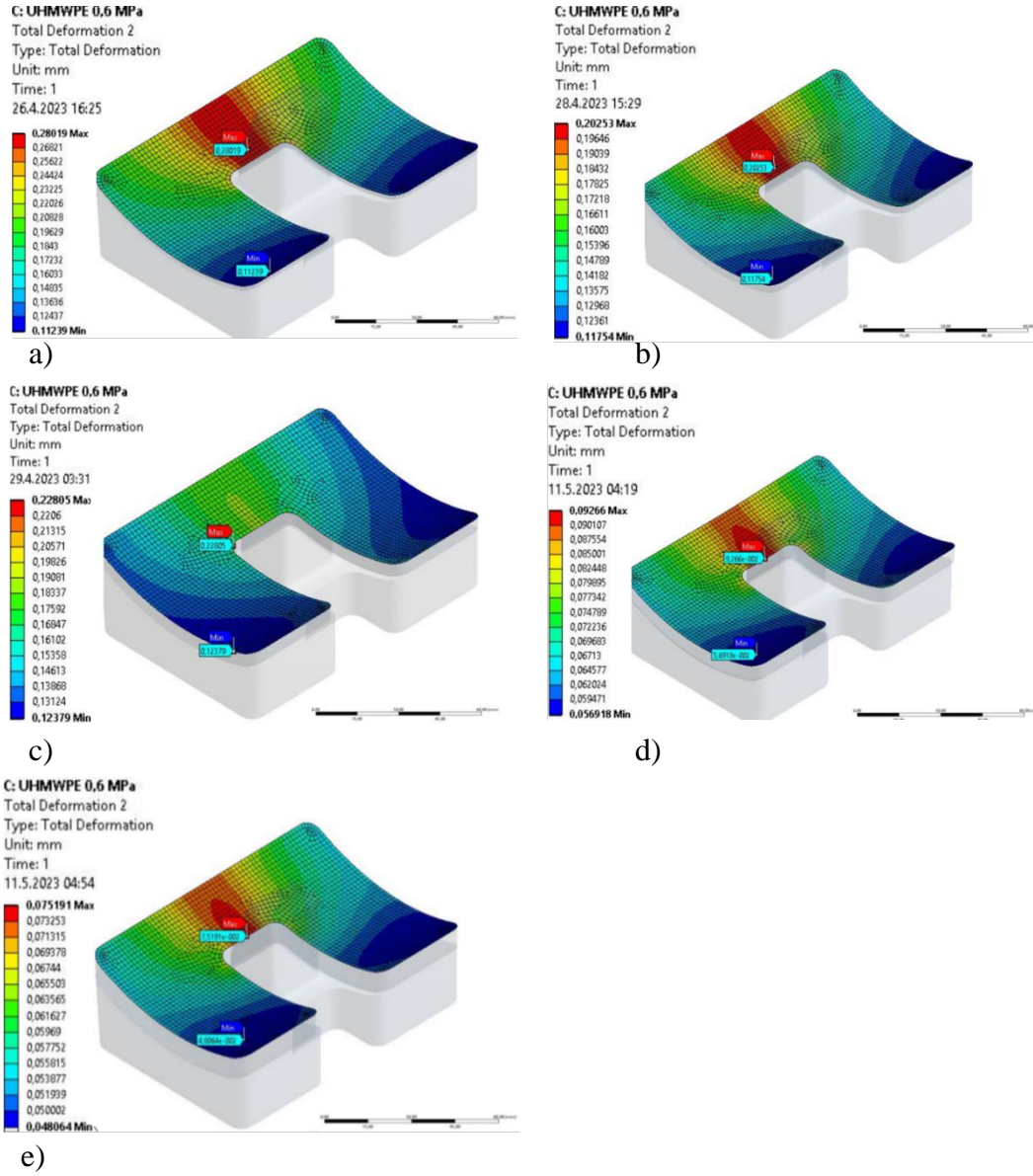
0,4 MPa basınç uygulanması durumunda 1 ile 5 mm et kalınlığındaki malzemede oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.22’de incelenmiştir.



Şekil 4.22. Farklı kalınlıklardaki UHMWPE insert malzemesine 0,4 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

Analiz sonuçları incelendiğinde, en yüksek deformasyonun 1 mm kalınlığındaki insert malzemesinde olduğu görülmüştür. Et kalınlığının az olması malzemenin daha çok deformasyona uğramasına neden olmaktadır. Sonuçlara göre en düşük deformasyon değeri de 5 mm kalınlığındaki insert malzemesinde görülmüştür.

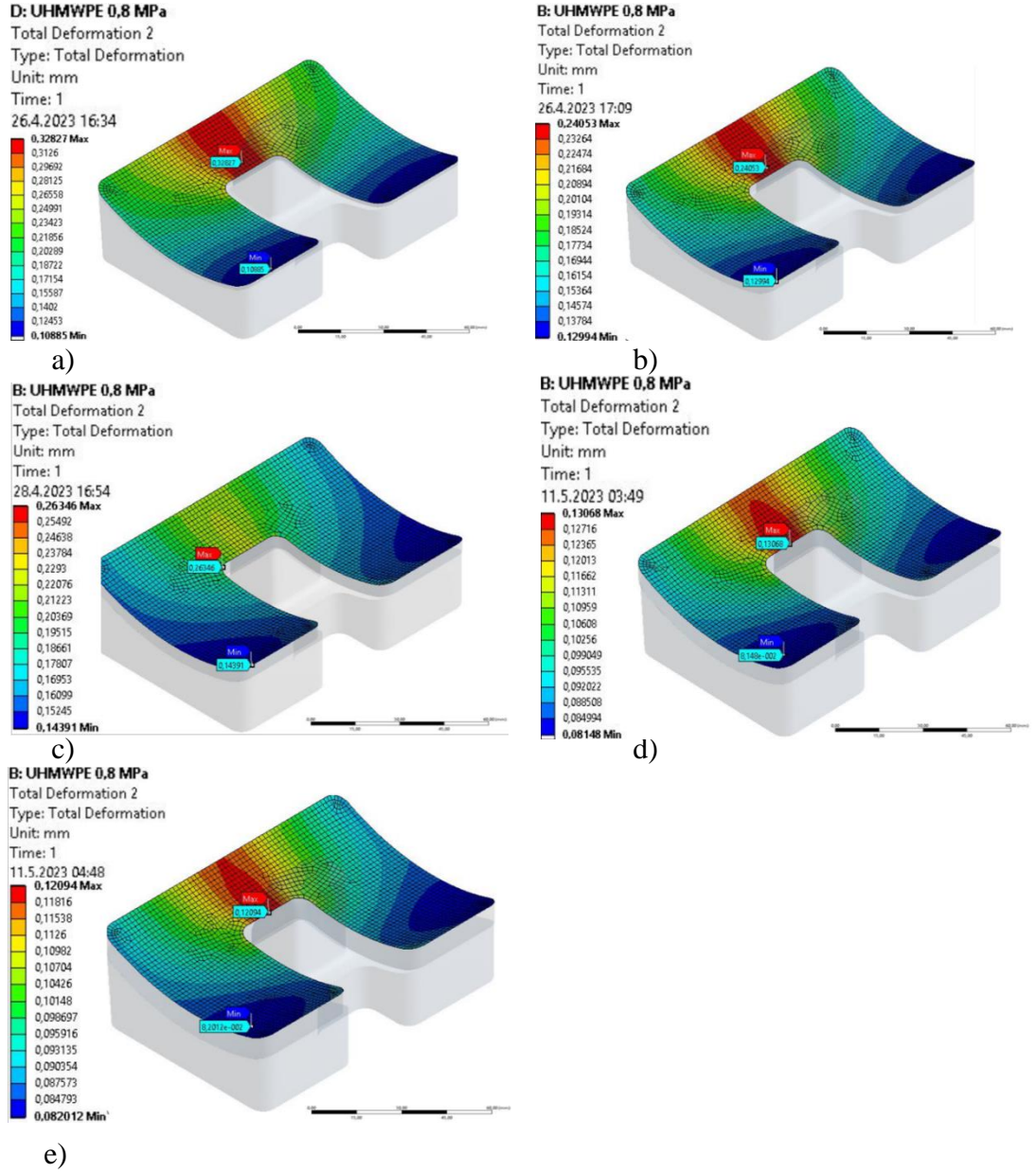
0,6 MPa basınç uygulanması durumunda UHMWPE malzemesinde oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.23’te gösterilmiştir.



Şekil 4.23. Farklı kalınlıklardaki UHMWPE insert malzemesine 0,6 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

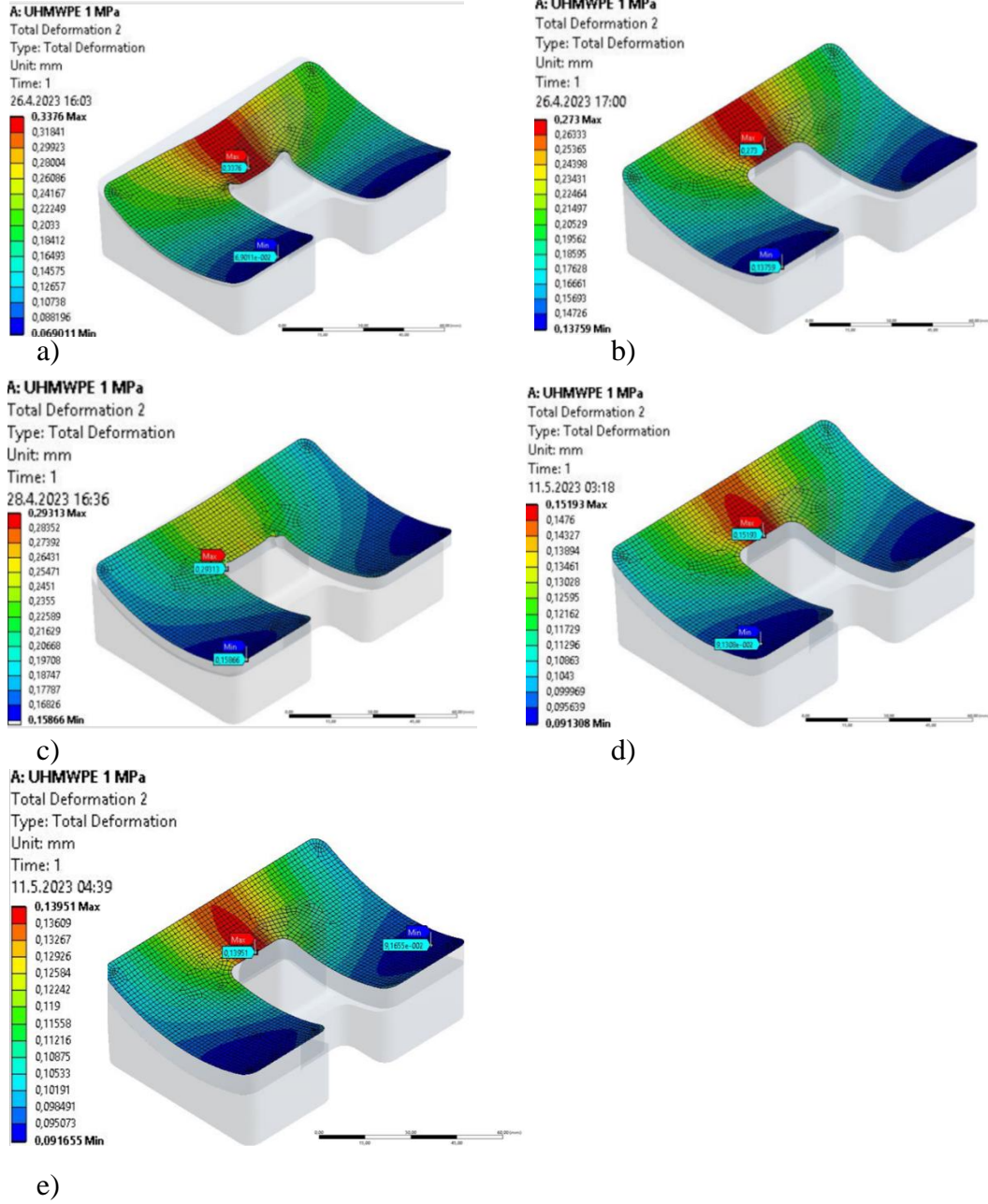
İnsert malzemesinin et kalınlığı arttıkça malzemede oluşan deformasyonun azaldığı görülmektedir.

0,8 MPa basınç uygulanması durumunda UHMWPE malzemesinde oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.24'te gösterilmiştir.



Şekil 4.24. Farklı kalınlıklardaki UHMWPE insert malzemesine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

1 MPa basınç uygulanması durumunda UHMWPE malzemesinde oluşan deformasyon değerleri Şekil 4.25'te gösterilmiştir.



Şekil 4.25. Farklı kalınlıklardaki UHMWPE insert malzemesine 1 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri a) 1mm, b) 2mm, c) 3 mm, d) 4mm, e) 5 mm

4.4.3. Malzeme türünün etkisinin incelenmesi

4.4.3.1. PE

1 ile 5 mm arasındaki et kalınlıklarında, farklı basınç değerleri uygulandığında PE malzemesinde oluşan gerilme ve deformasyon değerleri incelenmiştir. 1 ve 2 mm kalınlığındaki insert malzemesinde oluşan gerilme değerleri çok yüksek olduğundan kullanım için uygun görülmemiştir. 3,4,5 mm kalınlığındaki insert malzemeleri ise emniyetlidir. Bu malzeme UHMWPE'den sonra en dayanıklı malzemedir.

4.4.3.2. UHMWPE

3,4,5 mm kalınlığındaki insert malzemesi için analiz sonucunda elde edilen değerler emniyetli sınırlar içerisindedir. Malzemenin et kalınlığı arttıa gerilme azalmış, dayanım ise artmıştır. Basıncın yükselmesiyle birlikte, gerilme değerinin de arttığı gözlemlenmiştir.

4.4.3.3. PEEK

Diğer malzemelere kıyaslamakla en yüksek gerilme değerleri PEEK malzemesinde görölmüştür. Bu nedenle dayanımı en düşük olan malzemedir.

4.4.3.4. PMMA

Et kalınlığının 2 mm olması durumunda elde edilen analiz sonuçlarına göre, gerilme değeri emniyetli sınırlar içerisindedir. Malzemenin akma dayanımından daha düşük gerilme değerleri elde edildiğinden 2,3,4 ve 5 mm kalınlıkları için insert malzemesi olarak kullanılmasının uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

5.1. Genel Sonuçlar

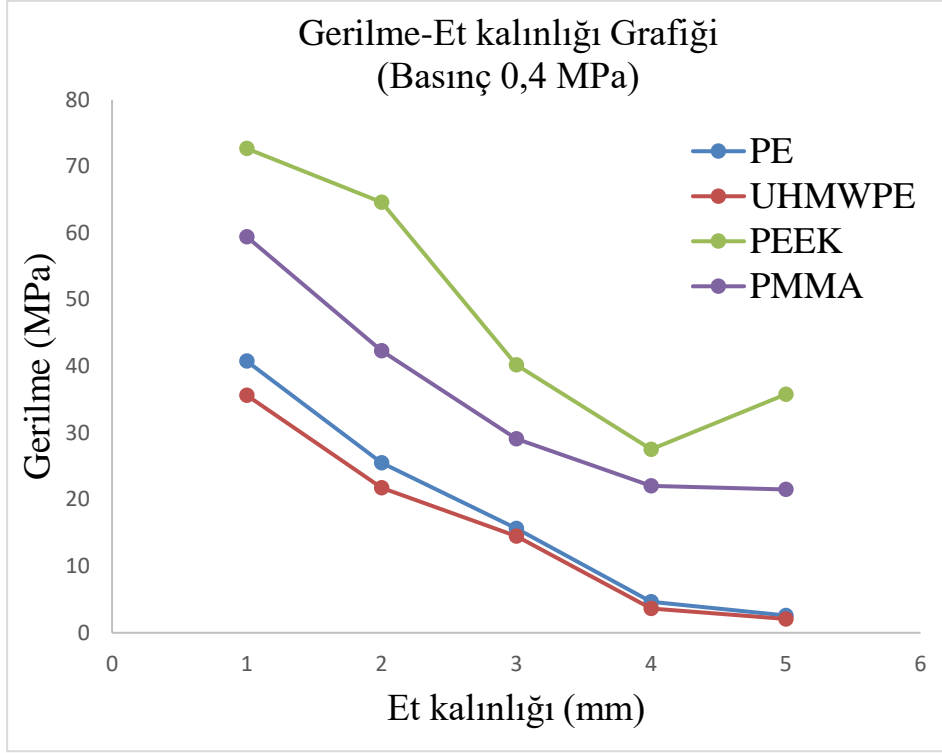
Yapılan çalışmada 5 farklı et kalınlığı, 4 farklı malzeme ve 4 farklı basınç değeri için analizler sonucunda elde edilen gerilme ve deformasyon değişimleri Tablo 5.1’de toplu olarak gösterilmiştir:

Tablo 5.1. Gerilme ve deformasyon analiz değerleri

Tür	Kalınlık (mm)	Gerilme (Von- Misses) MPa				Deformasyon (mm)			
		0,4 MPa	0,6 MPa	0,8 MPa	1 MPa	0,4 Mpa	0,6 Mpa	0,8 Mpa	1 MPa
Poly-eten	1	40,764	46,988	44,274	51,605	0,23638	0,30867	0,26568	0,36695
	2	25,522	26,274	27,982	29,399	0,17443	0,18293	0,21721	0,2484
	3	15,639	17,76	18,552	19,864	0,17551	0,21835	0,23954	0,26705
	4	4,6668	4,1232	3,5728	4,1035	0,074855	0,099799	0,095825	0,14599
	5	2,5975	2,197	2,2783	2,4611	0,05163	0,067463	0,10655	0,12484
UHMWPE	1	35,644	38,364	40,978	40,809	0,24547	0,28019	0,32827	0,3376
	2	21,765	23,092	24,469	25,868	0,1753	0,20253	0,24053	0,273
	3	14,485	15,399	16,796	17,826	0,202	0,22805	0,26346	0,29313
	4	3,6412	3,0424	3	3,4929	0,076829	0,09266	0,13068	0,15193
	5	2,0816	1,7265	2,0293	2,2915	0,060632	0,075191	0,12094	0,13951
PEEK	1	72,676	102,17	115,53	119,87	0,39475	0,15206	0,18441	0,18232
	2	64,631	71,924	78,683	84,526	0,078263	0,088172	0,10614	0,1234
	3	40,207	44,151	47,262	50,751	0,090679	0,11113	0,13186	0,15506
	4	27,538	30,276	32,813	34,995	0,11648	0,14261	0,16636	0,18444
	5	35,767	37,231	38,43	39,356	0,038649	0,050852	0,068384	0,087496
PMMA	1	59,436	72,682	80,61	81,613	0,15567	0,21597	0,24673	0,23793
	2	42,301	46,116	48,469	51,343	0,12964	0,15126	0,16526	0,18756
	3	29,125	32,923	35,56	38,332	0,093088	0,12438	0,14881	0,17341
	4	22,044	25,358	42,364	43,207	0,13683	0,17286	0,2069	0,23937
	5	21,513	22,821	23,619	24,34	0,056451	0,088812	0,11495	0,13914

5.1.1. Malzeme türünün analiz sonuçlarına etkisi

Bu bölümde malzeme türünün analiz sonuçlarına etkisini tespit etmek amacıyla, farklı basınç ve et kalınlığı değerleri dikkate alınarak analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.1.'de 0,4 MPa basınç uygulanması durumunda, 1mm ile 5mm arasında değişen et kalınlığı değerleri için farklı malzemelerde oluşan gerilme dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 5.1. Gerilme et kalınlığı grafiği (0,4 MPa basınç etkisinde)

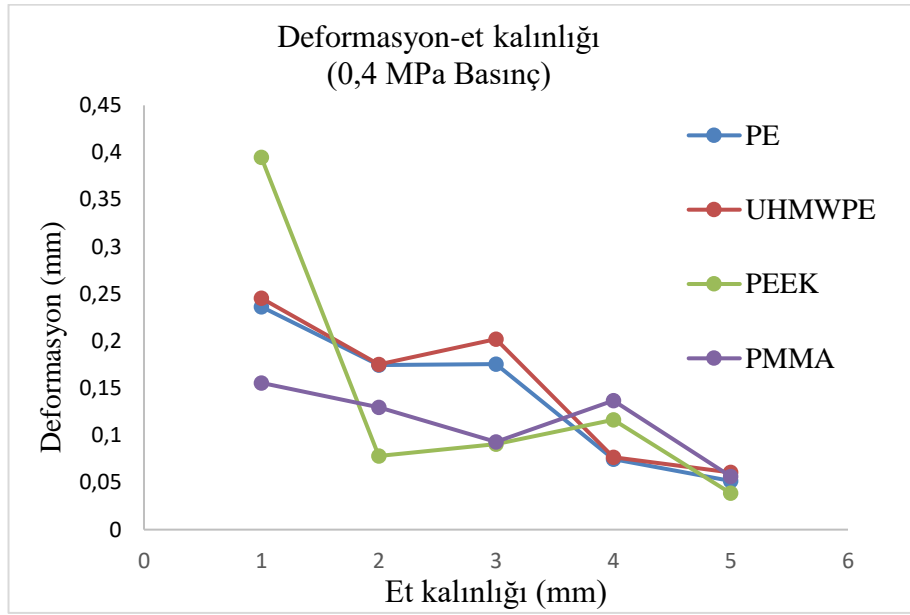
Et kalınlığının 3,4,5 mm olması durumunda malzemeler için uygun sonuçlar elde edilmiştir. PE malzemesi için 3 mm et kalınlığında maksimum gerilme değeri 15,639; 4 mm et kalınlığında 4,6668, 5 mm et kalınlığında 2,5975 MPa oluşmaktadır. PE malzemesi için akma dayanımının 25 MPa olduğunu dikkate alırsak, en yüksek dayanım 5 mm et kalınlığında oluşacaktır. Çünkü daha az gerilme oluşmuştur.

0,4 MPa basınç uygulaması durumunda UHMWPE malzemesi için 3 mm et kalınlığında gerilme değeri 14,485 MPa, 4 mm et kalınlığında 3,6412 MPa, 5 mm kalınlıkda ise 2,0816 MPa görülmektedir. Et kalınlığı arttıkça gerilme de azalmıştır. UHMWPE için 24.3 MPa akma dayanımının olduğunu dikkate alırsak 5 mm kalınlık için daha yüksek dayanıma sahip olduğu görülecektir.

PEEK malzemesi için, insert malzemesi et kalınlığının 3,4,5 mm olması durumunda gerilme değerinin emniyetli sınırlar içerisinde olduğu görülmektedir. PEEK

malzemesi için maksimum gerilmenin 3 mm et kalınlığında olduğu görülmüştür. Akma dayanımının 70,3 MPa olduğu düşünüldüğünde, 4 mm et kalınlığındaki değerin daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Çünkü en düşük gerilme değeri 4 mm et kalınlığında elde edilmiştir.

PMMA malzemesinde 4 mm et kalınlığında maksimum deformasyon oluşmaktadır. 5 mm kalınlığında ise minimum deformasyon elde edilmiştir. Akma dayanımın 64,8 MPa olduğu düşünüldüğünde 5 mm et kalınlığının daha uygun olduğu görülmektedir.

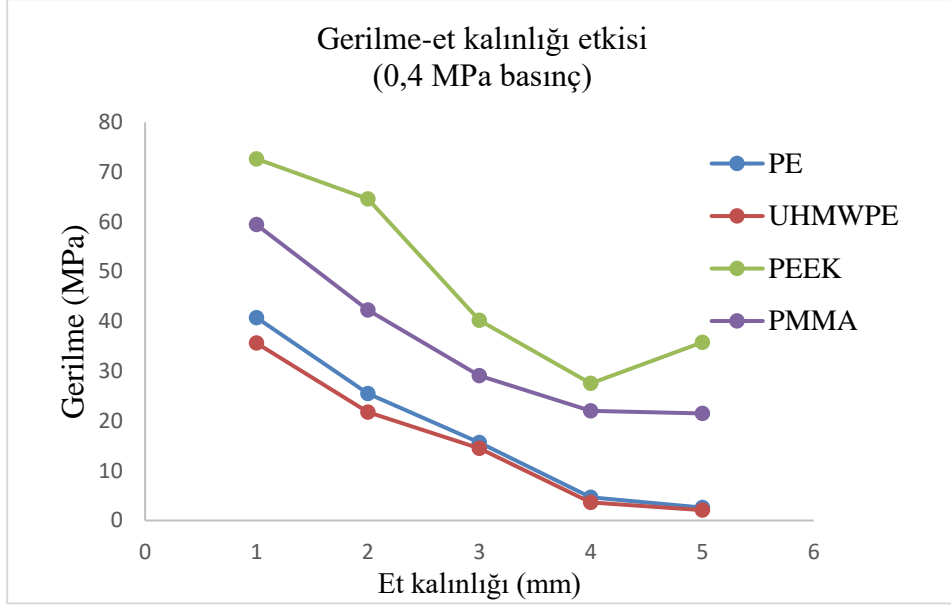


Şekil 5.2. Deformasyon-et kalınlığı grafiği (0,4 MPa basınç etkisinde)

3 mm et kalınlığı için insert malzemelerini incelediğimizde, PE malzemesinde oluşan deformasyon değeri 0,17551 mm, UHMWPE 0,202 mm, PEEK 0,090679 mm, PMMA 0,093088 mm olmaktadır. Sonuçlara göre, en büyük deformasyon UHMWPE malzemesinde, en küçük deformasyon değeri PEEK malzemesinde oluşmuştur.

5.1.2. Diz modeline uygulanan basınçın analiz sonuçlarına etkisi

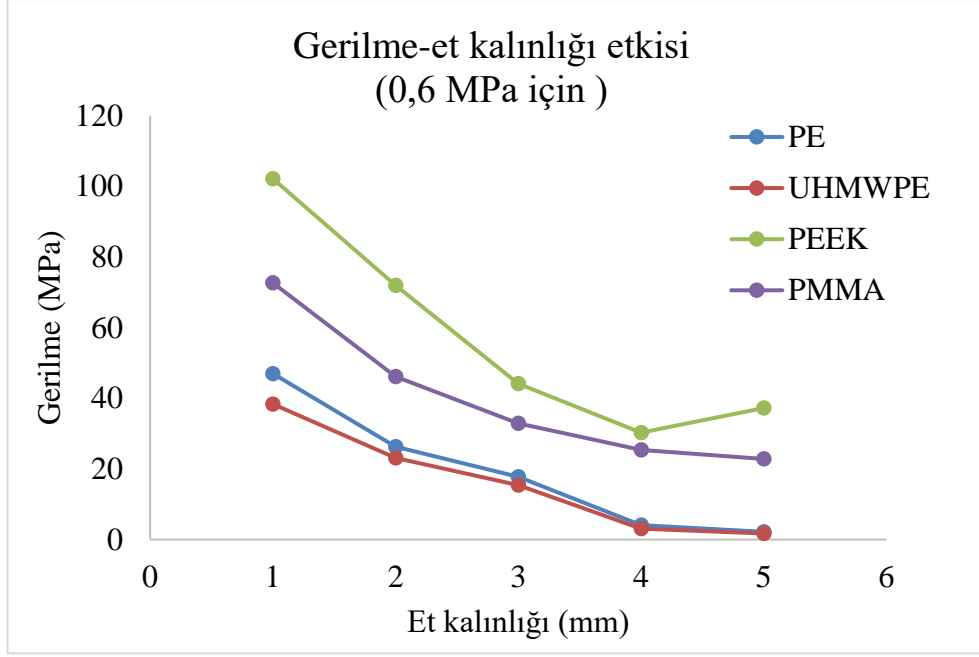
Basınç etkisini daha detaylı incelemek amacıyla, model üzerine farklı basınç değerleri uygulanarak farklı et kalınlığı ve farklı malzemeler için analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.3'de 0,4 MPa basınç uygulanması durumunda et kalınlığına bağlı olarak gerilmenin değişimi grafik halinde verilmiştir.



Şekil 5.3. Gerilme-et kalınlığı

Et kalınlığı 3 mm olan malzemelere 0,4 MPa basınç uygulaması durumunda elde edilen sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin de arttığı gözlemlenmiştir. PE malzemesine 0,4 MPa basınç uygulandığında maksimum gerilme değeri 15,639 MPa olmuştur. Bu sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin ve deformasyonun arttığı görülmektedir. Son olarak, 3 mm et kalınlığındaki insert malzemesine uygulanan basınçlar arttıkça oluşan gerilme değerleri de et kalınlığına bağlı olarak değişim gösterecektir ve basınç kuvveti arttığında deformasyon da arttığından diğer malzemeleri de karşılaştırdığımızda minimum gerilme ve maksimum zorlanma UHMWPE malzemesinde oluşacaktır. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine basınç uygulanması durumunda maksimum gerilme PEEK, minimum gerilme UHMWPE malzemesinde elde edilmektedir. 5 mm kalınlığındaki insert malzemelerinde de benzer şekilde sonuçlar elde edilmiştir.

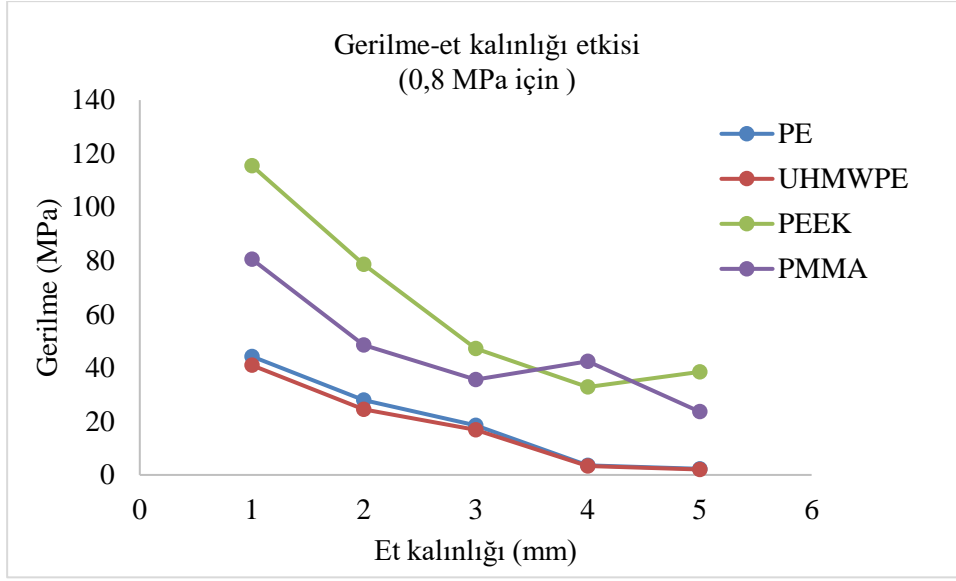
Şekil 5.4'te et kalınlığı 3 mm olan malzemelere 0,6 MPa basınç uygulaması durumunda elde edilen sonuçlara değerlendirildiğinde basınç arttıkça gerilmenin de arttığı gözlemlenmiştir.



Şekil 5.4. 0,6 MPa basınçın uygulanması

PE malzemesine 0,6 MPa basınç uygulandığında maksimum gerilme değeri 17,76 MPa olmuştur. Bu sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin ve deformasyonun arttığı görülmektedir. Son olarak, 3 mm et kalınlığındaki insert malzemesine uygulanan basınçlar arttıkça oluşan gerilme değerleri de et kalınlığına bağlı olarak değişim gösterecektir ve basınç kuvveti arttığında deformasyon da arttığından diğer malzemeleri de karşılaştırdığımızda minimum gerilme ve maksimum zorlanma UHMWPE malzemesinde oluşacaktır. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine basınç uygulanması durumunda maksimum gerilme PEEK, minimum gerilme UHMWPE malzemesinde elde edilmektedir. 5 mm kalınlığındaki insert malzemelerinde de benzer şekilde sonuçlar elde edilmiştir.

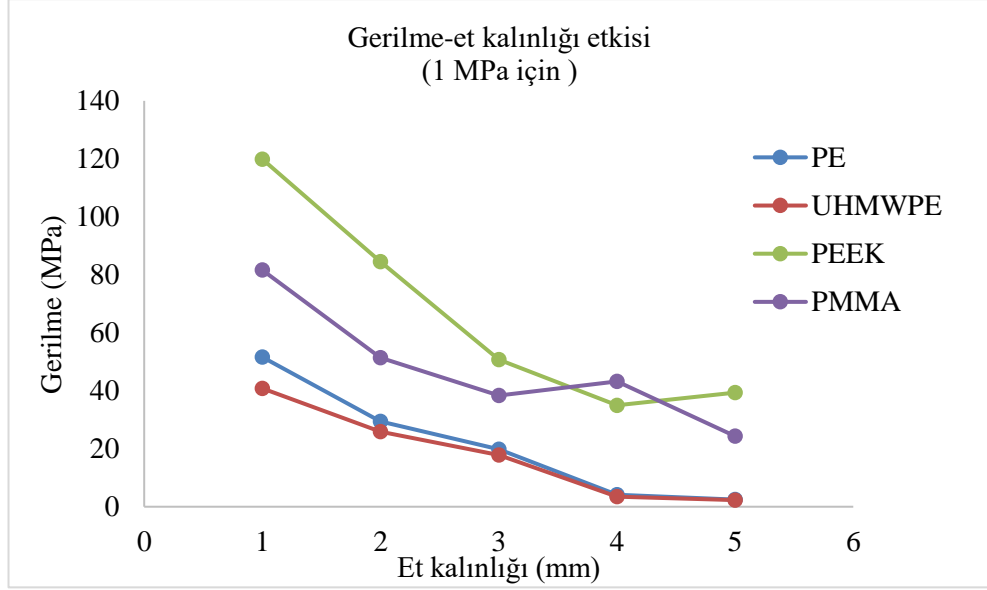
Şekil 5.5'te et kalınlığı 3 mm olan farklı malzemelere 0,8 MPa basınç uygulaması durumunda elde edilen sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin de arttığı gözlemlenmiştir.



Şekil 5.5. 0,8 MPa için basınçın uygulanması

PE malzemesine 0,8 MPa basınç uygulandığında maksimum gerilme değeri 18,552 MPa olmuştur. Bu sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin ve deformasyonun arttığı görülmektedir. Son olarak, 3 mm et kalınlığındaki insert malzemesine uygulanan basınçlar arttıkça oluşan gerilme değerleri de et kalınlığına bağlı olarak değişim gösterecektir ve basınç kuvveti arttığında deformasyon da arttığından diğer malzemeleri de karşılaştırdığımızda minimum gerilme ve maksimum zorlanma UHMWPE malzemesinde oluşacaktır. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine basınç uygulanması durumunda maksimum gerilme PEEK, minimum gerilme UHMWPE malzemesinde elde edilmektedir. 5 mm kalınlığındaki insert malzemelerinde de benzer şekilde sonuçlar elde edilmiştir.

Şekil 5.6'da et kalınlığı 3 mm olan farklı malzemelere 1 MPa basınç uygulaması durumunda elde edilen sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin de arttığı gözlemlenmiştir.



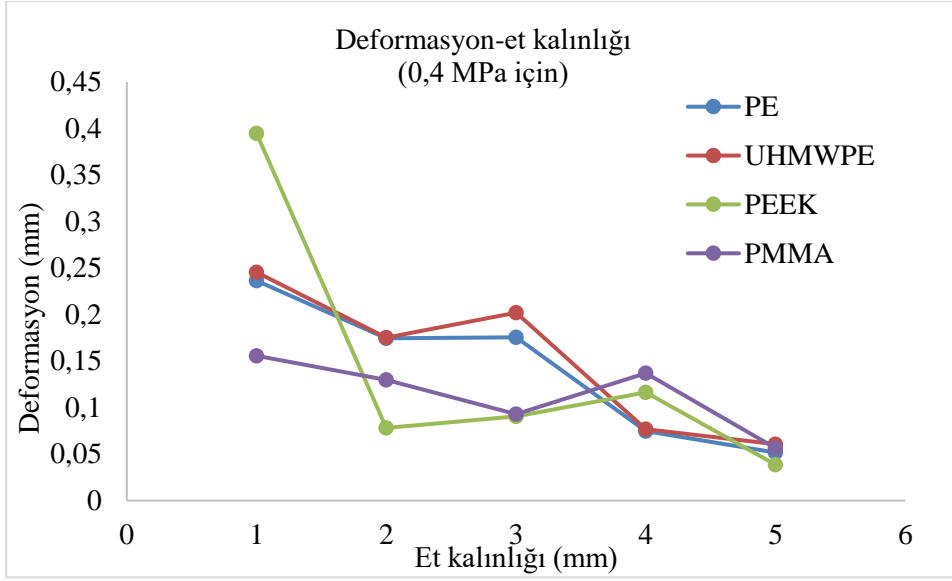
Şekil 5.6. 1 MPa basıncın incelenmesi

PE malzemesine 1 MPa basınç uygulandığında maksimum gerilme değeri 19,864 MPa olmuştur. Bu sonuçlara göre, basınç arttıkça gerilmenin ve deformasyonun arttığı görülmektedir. Son olarak, 3 mm et kalınlığındaki insert malzemesine uygulanan basınçlar arttıkça oluşan gerilme değerleri de et kalınlığına bağlı olarak değişim gösterecektir ve basınç kuvveti arttığında deformasyon da arttığından diğer malzemeleri de karşılaştırdığımızda minimum gerilme ve maksimum zorlanma UHMWPE malzemesinde oluşacaktır. 4 mm kalınlığındaki insert malzemesine basınç uygulanması durumunda maksimum gerilme PEEK, minimum gerilme UHMWPE malzemesinde elde edilmektedir. 5 mm kalınlığındaki insert malzemelerinde de benzer şekilde sonuçlar elde edilmiştir.

5.1.3. Diz modelinde kullanılan malzemelerin et kalınlığının deformasyon sonuçlarına etkisi

Analizler sırasında farklı et kalınlığına sahip malzemeler üzerine farklı basınç değerleri uygulanmış ve analizlerden elde edilen deformasyon sonuçları karşılaştırılmıştır.

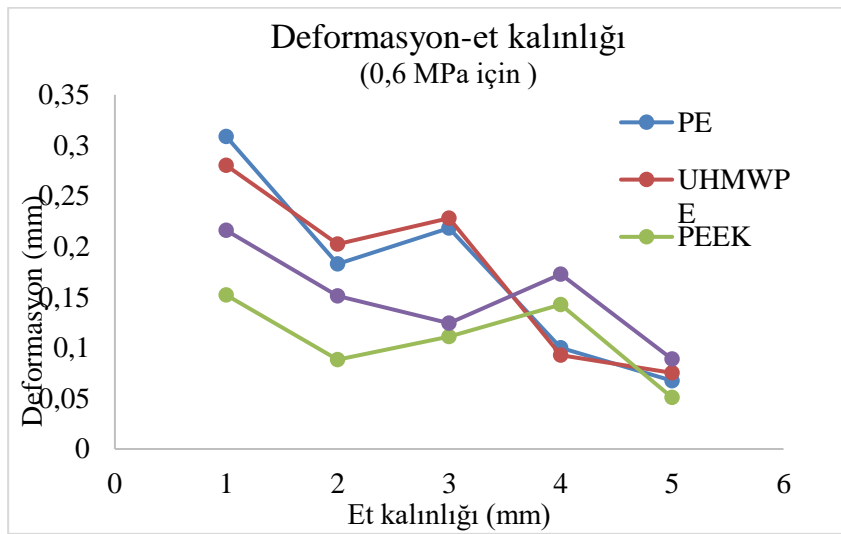
Şekil 5.7’de farklı kalınlıklarda modellenmiş insert malzemesine 0,4 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri karşılaştırılmış ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.



Şekil 5.7. 0,4 MPa basıncla deformasyon değışimi

Deformasyon değeri basınç arttıkça artmakta, et kalınlığı arttıkça azalmaktadır. 3 mm et kalınlık için analiz sonuçları incelendiğinde maksimum değeri UHMWPE ve minimum değeri PEEK malzemesinde görülmüştür. Bu sonuçlara göre, et kalınlığının 3, 4, 5 mm olması durumunda deformasyon değeri emniyetli sınırlar içerisinde kalmaktadır.

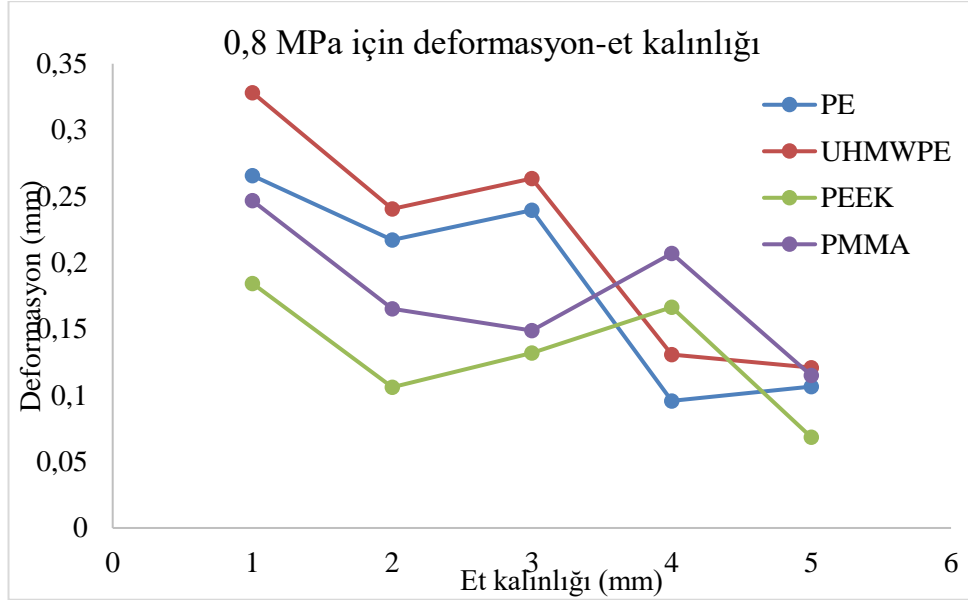
Şekil 5.8’de farklı kalınlıklarda modellenmiş insert malzemesine 0,6 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değeri karşılaştırılmış ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.



Şekil 5.8. 0,6 MPa basıncla deformasyon değışimi

3 mm et kalınlığı için analiz sonuçları incelendiğinde maksimum değer UHMWPE ve minimum değer PEEK malzemesinde görülmüştür.

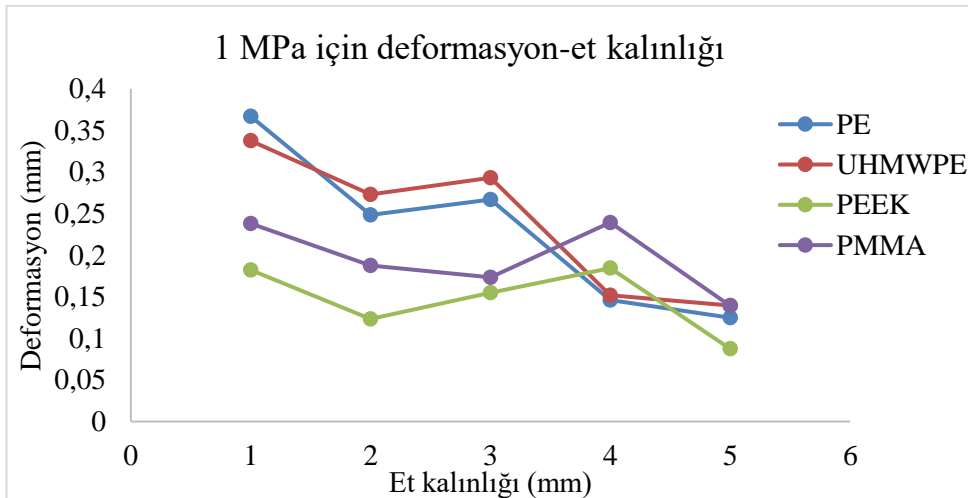
Şekil 5.9'da farklı kalınlıklarda modellenmiş insert malzemesine 0,8 MPa basınç uygulanması durumunda oluşan deformasyon değerleri karşılaştırılmış ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.



Şekil 5.9. 0,8 MPa için inceleme

Şekil 5.9. 0,8 MPa basınçla deformasyon değişimi

3 mm et kalınlığı için analiz sonuçları incelendiğinde maksimum değer UHMWPE ve minimum değer PEEK malzemesinde görülmüştür.



Şekil 5.10. 1 MPa basınç uygulanması zamanı deformasyon değişim grafiği

Analiz sonuçlarına göre uygulanan basınç arttıkça deformasyonda da artış görülmektedir. Bununla birlikte et kalınlığı arttıkça malzeme daha az deformasyona uğramıştır. 5 mm et kalınlığı durumunu incelediğimizde maksimum deformasyon UHMWPE, minimum deformasyon PEEK malzemesinde oluşmuştur.

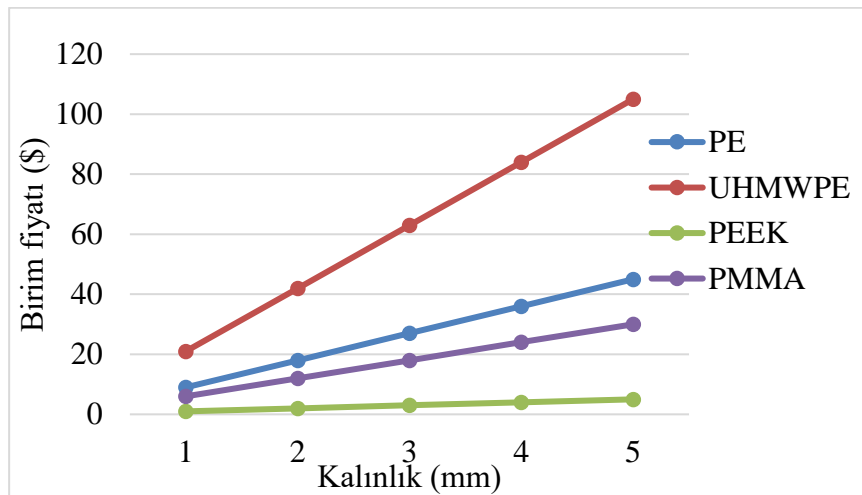
5.1.4. Maliyet performans etkisinin değerlendirilmesi

Malzeme kalınlıklarının birim fiyatlarına göre sonuçları Tablo 5.2’de verilmiştir.

Tablo 5.2. Malzeme-birim fiyatı

Kalınlık	Malzeme türüne bağlı birim fiyatı (\$)			
	PE [106]	UHMWPE [107]	PEEK [108]	PMMA [108]
1	9	21	1	6
2	18	42	2	12
3	27	63	3	18
4	36	84	4	24
5	45	105	5	30

Maliyet yönünden değerlendirme yapıldığında, en ucuz malzemenin PEEK, en pahalı malzemenin ise UHMWPE olduğu Şekil 5.11’te görülmektedir. Maliyet önemli bir parametre olmakla birlikte, seçim yapılırken üründen beklenen performans daha etkili olmaktadır. Bu nedenle karar aşamasında fiyat ve performans birlikte değerlendirilmiştir.



Şekil 5.11. Et kalınlığına bağlı olarak birim fiyat değişimi grafiği

5.2. Tartışma ve Öneriler

İnsert malzemesi olarak metal malzemeler uzun yıllardan beri kullanılmış ve halen de kullanılmaktadır. Ancak, son yıllarda polimer esaslı malzemelerin de bu alanda kullanılabileceği anlaşılmıştır. Bu nedenle, polimer esaslı malzemeler insert malzemesi olarak metal malzemelerin yerini almaya başlamıştır.

Bu çalışmanın amacı, diz implantı için uygun malzemelerin seçilmesi ve karşılaştırılmasıdır. Diz implantlarında oluşan gerilme değerleri PEEK ve PMMA biyomalzemeleri için yüksek olduğundan kullanım için çok da önerilmez. PEEK ve PMMA malzemeleri daha çok kalça, diş implantı uygulamaları için biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Çalışmada uygulanan yük durumu, malzeme ve et kalınlıkları dikkate alındığında, PMMA ve PEEK malzemelerin dayanımlarının yeterli olmadığı, UHMWPE malzemesinin en uygun malzeme olduğu sonucuna varılmıştır. Kalça ve diz replasmanlarında eklem yüzeyi için en iyi malzeme hala polietilendir (PE). Artroplastinin ömrünü uzatmak ve aşınma direncini artırmak amacıyla PE'nin farklı aşınma özelliklerine sahip yeni varyantları üretilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] McKeever, D. C., & Pickett, J. C. (1985). The Classic: Tibial Plateau Prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 192, 3-12.
- [2] Carr, B. C., & Goswami, T. (2009). Knee implants–Review of models and biomechanics. *Materials & Design*, 30(2), 398-413.
- [3] Robinson, R. P. (2005). The early innovators of today's resurfacing condylar knees. *The Journal of arthroplasty*, 20, 2-26.
- [4] Chu, T. (1999). An investigation on contact stresses of New Jersey Low Contact Stress (NJLCS) knee using finite element method. *Journal of systems integration*, 9, 187-199.
- [5] Beveridge, W., Bohm, E., Bourne, R., & Brooks, C. (2004). Report total hip and total knee replacements in Canada. *Canadian Institute for Health Information, Ontario. Ref ID, 23*.
- [6] Cyteval, C. (2016). Imaging of knee implants and related complications. *Diagnostic and interventional imaging*, 97(7-8), 809-821.
- [7] Sebik, A. (1989). Knee prosthesis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 23(5), 265-268.
- [8] Müller, W. (1983). The knee: form, function, and ligament reconstruction.
- [9] Abulhasan, J. F., & Grey, M. J. (2017). Anatomy and physiology of knee stability. *Journal of Functional Morphology and kinesiology*, 2(4), 34.
- [10] Whitesides, T. E. (2001). Orthopaedic basic Science. Biology and biomechanics of the musculoskeletal system.
- [11] Hirschmann, M. T., & Müller, W. (2015). Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23, 2780-2788
- [12] Kargın D., Serin E. [Eveluation of Total Knee Arthroplasty Outcomes]. *Acta Med. Alanya* 2018;2(1):30-34. Turkish. Doi: 10.30565/medalanya.372455
- [13] Müezzinoğlu, S., & Buluç, L. (2002). “Ön Çarpaz Bağ Anatomisi”. *Tandoğan R, Ön Çarpaz Bağ Cerrahisi, 1*, 1-10..
- [14] Şener, N. (1997). Total diz artroplastisi revizyonları (Uzmanlık Tezi). *İstanbul: İstanbul Tıp Fakültesi*.
- [15] Gollehon, D. L., Torzilli, P. A., & Warren, R. F. (1987). The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *JBJS*, 69(2), 233-242.
- [16] LaPrade, R. F., & Wentorf, F. (2002). Diagnosis and treatment of posterolateral knee injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 402, 110-121.

- [17] St, C. (2003). Campbell's operative orthopaedics. *St. Louis: Mosby, 1*, 318.
- [18] Uluçay, Ç. (2005). Diz osteoartritinde artroskopik debridman ve viskosüplemantasyonun yeri. *Uzmanlık tezi, Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2*.
- [19] Üstüner, Y. (2006). Total Diz Artroplastisi Erken Dönem Sonuçları (uzmanlık tezi). *İstanbul: TC Sağlık Bakanlığı Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*.
- [20] Kaptı, A. O. (2001). İnsan alt ekstremitelerinin incelenmesi ve aktif dizüstü protezi tasarımı.
- [21] Kargın, D., & Serin, E. (2018). Total diz artroplastisi sonuçlarımızın değerlendirilmesi. *Acta Medica Alanya, 2*(1), 30-34.
- [22] Miller RH III. Knee injuries. Campbell's Operative Orthopaedics. 10th ed. St. Louis: Mosby Inc. 2003;2165-2336.
- [23] Putz R, Pabst R. Alt ekstremiteler, Diz eklemi. Sobotta İnsan Anatomi Atlası. İstanbul; Beta BYT AŞ, 1994; 284-93.
- [24] Korkmaz, İ.H. 2011. Kişiyeye Özel Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleriyle Diz Protezinin Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği, 85.
- [25] Erakar, A., 2001. Total Diz Artroplastisi Revizyonları, Uzmanlık Tezi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Ankara.
- [26] Akyer, Ş. P. (2009). Total diz artroplastisi uygulamalarında kemik ve implant arasındaki uyumun artırılmasına yönelik diz eklemine oluşturan kemik yapıların morfolojik ve morfometrik tanımlanması (Doctoral dissertation, DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- [27] Akyol, Ö. (2008). Diz protezi uygulanan hastalarda ağrı prevalansı, özellikleri, etkileyen etmenler ve ağrı yönetiminden memnuniyetin incelenmesi (Doctoral dissertation, DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- [28] Çetin, İ., Işıklar, Z. U., & Demirörs, H. (1991). Total diz protezi uygulamalarımız ve erken sonuçları. XII. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı. Ankara, 824-30.
- [29] Tekcan, A., 2008. Üç Boyutlu Femur Modelinde Sonlu Eleman Analizi Yöntemi İle Diz Eklemine Yük İletiminin Değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi, Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi Ve Travmatoloji Bölümü, Eskişehir
- [30] Song, E. K., Seon, J. K., Moon, J. Y., Ji-Hyoun, Y., & Kinov, P. (2013). The evolution of modern total knee prostheses. *Arthroplasty-Update. InTech*, 183-195.
- [31] Ferguson, W. (1861). Excision of the knee joint: recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz*, 1, 601.
- [32] Campbell, W. C., & Rand, J. (1988). Interposition of Vitallium Plates in Arthroplasties of the Knee: Preliminary Report. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 226, 3-5.

- [33] MacIntosh, D. L. (1958). Hemiarthroplasty of the knee using space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg*, 40, 1431.
- [34] Insall JN, Henry DC. Historic Development, Classification, and Characteristics of Knee Prostheses. *Surgery of the Knee*. 3rd edition. New York, Churchill Livingstone: 2001; 1516- 1547
- [35] Crockerell JR. Guyton JL, Ayak Bileği ve Diz Artroplastisi. İn: Canale ST(eds). *Campell's Operative Orthopaedics*. 10. Baskı, Mert Matbaacılık, 2007; 243-292.
- [36] Walldius, B. (1957). Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. *Acta orthopaedica scandinavica*, 28(sup24), 1-112.
- [37] Gunston, F. H. (1971)., Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br.* , 53, 272-277.
- [38] Coventry, M. B., Finerman, G. A., Riley, L. H., Turner, R. H., & Upshaw, J. E. (1972). A new geometric knee for total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 83, 157-162.
- [39] Freeman, M. A, Swanson, S. A, & Todd, R. C. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res (1973)*., 94, 153-170.
- [40] Aydoğdu, S., & Sur, H. (1998). Total diz protezleri. *Diz sorunları. Bizim Büro Basımevi, Ankara*, 391-403.
- [41] Ratner B.D, Hoffman A.S, Lemons J.E, Schoen F.J. *Biomaterials science: an introduction to materials in Medicine*. California: Academic Press; 1996.
- [42] Altıntaş, M. (1994). Klinik gelişim. *İstanbul Tabip Odası*, 12, 3408-12.
- [43] Güner, A. T., & Meran, C. (2020). Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67.
- [44] Sukaryo SG, Purnama A, Hermawan H. Structure and properties of biomaterials. Editors: Mahyudin F, Hermawan H. *Biomaterials and Medical Devices: A Perspective from an Emerging Country*, Chambridge, Springer, 1-22, 2016.
- [45] Havıtcıoğlu, H. (2011). İmplant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi. *Totbid Dergisi*, 10(2), 178-183.
- [46] Senra, M. R., & Marques, M. D. F. V. (2020). Synthetic polymeric materials for bone replacement. *Journal of Composites Science*, 4(4), 191.
- [47] Okay, O. (2003). Polimerik malzemelerin bugünü ve yarını. *İstanbul Teknik*.
- [48] Şap, S., Şap, E., & Kırık, İ. *Biyomalzeme Olarak Kullanılan Mühendislik Ürünleri Engineering Products Used As Biomaterials*.
- [49] Lee, H.B., Khang, G. And Lee, J.H., 2000. *Polymeric Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. CRC Press LLC, 2000.
- [50] Mahyudin, F., & Hermawan, H. (Eds.). (2016). *Biomaterials and medical devices: a perspective from an emerging country (Vol. 58)*. Springer.

- [51] Batchelor, A. W., & Chandrasekaran, M. (2004). Service characteristics of biomedical materials and implants (Vol. 3). Imperial College Press.
- [52] Navarro, M., Michiardi, A., Castano, O., & Planell, J. A. (2008). Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the royal society interface*, 5(27), 1137-1158.
- [53] Güven, Ş. (2014). Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.
- [54] Pasinli, A. (2004). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4(4), 25-34.
- [55] Şahin, Y., Gulman, B., Karaismailoglu, N. T., Dabak, N., Tomak, Y., Pişkin, A. & Erdogan, M. (2012). Hipokrat 2000 total knee arthroplasty in gonarthrosis: midterm follow-up results. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 29(1), 1-5.
- [56] Ritter, M. A., & Sliver, L. M. (1985). Total knee replacement and total hip arthroplasty: a comparison of results. *Contemp Orthop*, 10, 73-7.
- [57] Tateishi, H. (2001). Indications for total knee arthroplasty and choice of prosthesis. *Japan Medical Association Journal*, 44(4), 153-158.
- [58] Schmitt, J., Lange, T., Guenther, K. P., Kopkow, C., Rataj, E., Apfelbacher, C. & Luetzner, J. (2017). Indication criteria for total knee arthroplasty in patients with osteoarthritis—a multi-perspective consensus study. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 155(05), 539-548.
- [59] Richmond, J., Hunter, D., Irrgang, J., Jones, M. H., Snyder-Mackler, L., Van Durme, D., ... & McGowan, R. (2010). American Academy of Orthopaedic Surgeons clinical practice guideline on the treatment of osteoarthritis (OA) of the knee. *JBJS*, 92(4), 990-993.
- [60] Mulcahy, H., & Chew, F. S. (2014). Current concepts in knee replacement: complications. *American Journal of Roentgenology*, 202(1), W76-W86.
- [61] Yıldırım, S. (2007). Total diz protezi komplikasyonları.
- [62] Mcpherson, E. J. (2004). Adult reconstruction. Miller MD editor. Review of Orthopaedics. Philadelphia: Elsevier, 4, 266-308.
- [63] Cierny, G. 3., & DiPasquale, D. (2002). Periprosthetic total joint infections: staging, treatment, and outcomes. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 403, 23-28.
- [64] Alpaslan, A. M., & Atilla, B. (1999). Total diz artroplastisi komplikasyonları (II). Tandoğan R, Alparslan AM, editörler. *Diz cerrahisi*. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, 29, 373-88.
- [65] Leone, J. M., & Hanssen, A. D. (2005). Management of infection at the site of a total knee arthroplasty. *JBJS*, 87(10), 2335-2348.
- [66] Choi, B. Y., & Huo, M. H. (2007). Venous thromboembolism following total knee replacement. *Journal of surgical orthopaedic advances*, 16(1), 31-35.
- [67] Crockarell Jr, J. R. (2003). Arthroplasty of ankle and knee. *Campbell's operative orthopaedics*.
- [68] Maynard M.J, Sculco T.P, Gelman B. Progression and regression of deep vein thrombosis after total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 1991; 273: 125.

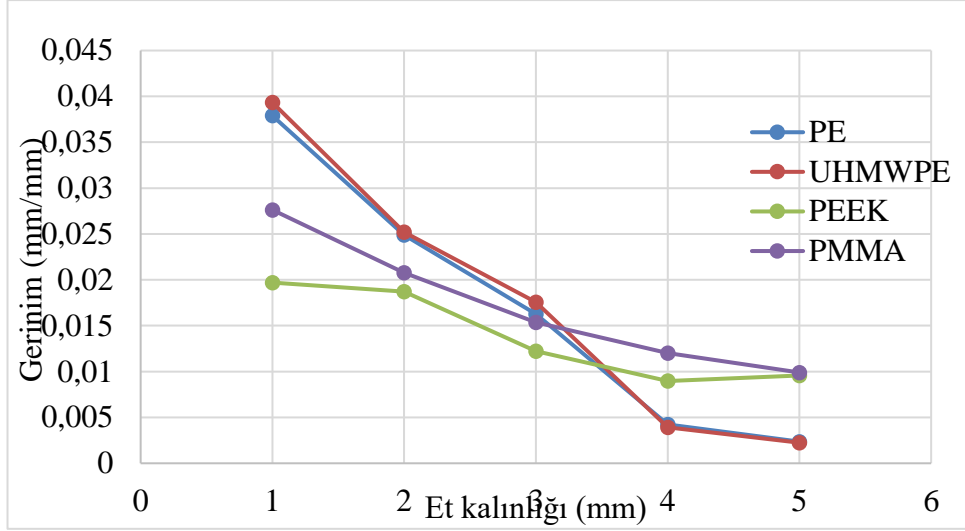
- [69] Ragucci, M. V., Leali, A., Moroz, A., & Fetto, J. (2003). Comprehensive deep venous thrombosis prevention strategy after total-knee arthroplasty. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 82(3), 164-168.
- [70] Tetreault, M. W., Akram, F., Li, J., Nam, D., Gerlinger, T. L., Della Valle, C. J., & Levine, B. R. (2020). Are postoperative hip precautions necessary after primary total hip arthroplasty using a posterior approach? Preliminary results of a prospective randomized trial. *The Journal of Arthroplasty*, 35(6), S246-S251.
- [71] Neuprez, A., Delcour, J. P., Fatemi, F., Gillet, P., Crielaard, J. M., Bruyère, O., & Reginster, J. Y. (2016). Patients' expectations impact their satisfaction following total hip or knee arthroplasty. *PLoS One*, 11(12), e0167911.
- [72] Jacobs, C. A., & Christensen, C. P. (2014). Factors influencing patient satisfaction two to five years after primary total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 29(6), 1189-1191.
- [73] Manal, K., & Buchanan, T. S. (2013). An electromyogram-driven musculoskeletal model of the knee to predict in vivo joint contact forces during normal and novel gait patterns. *Journal of biomechanical engineering*, 135(2).
- [74] Sharma, A., Leszko, F., Komistek, R. D., Scuderi, G. R., Cates Jr, H. E., & Liu, F. (2008). In vivo patellofemoral forces in high flexion total knee arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 41(3), 642-648.
- [75] Walter, J. P., & Pandy, M. G. (2017). Dynamic simulation of knee-joint loading during gait using force-feedback control and surrogate contact modelling. *Medical Engineering & Physics*, 48, 196-205.
- [76] Sharif Shourijeh, M., & McPhee, J. (2014). Forward dynamic optimization of human gait simulations: a global parameterization approach. *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, 9(3).
- [77] Godest, A. C., Beaugonin, M., Haug, E., Taylor, M., & Gregson, P. J. (2002). Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 35(2), 267-275.
- [78] Fitzpatrick, C. K., Maag, C., Clary, C. W., Metcalfe, A., Langhorn, J., & Rullkoetter, P. J. (2016). Validation of a new computational 6-DOF knee simulator during dynamic activities. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3177-3184.
- [79] Piazza, S. J., & Delp, S. L. (2001). Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task. *J. Biomech. Eng.*, 123(6), 599-606.
- [80] Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Dennis, D. A., Paxson, R. D., & Soutas-Little, R. W. (1997). Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. *Journal of Biomechanics*, 31(2), 185-189.
- [81] Sahu, N. K., & Kaviti, A. K. (2016). A review of use FEM techniques in modeling of human knee joint. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 28, 14-25.

- [82] Pena, E., Calvo, B., Martinez, M. A., & Doblare, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of biomechanics*, 39(9), 1686-1701.
- [83] Amirudin, A. N., Parasuraman, S., Kadirvel, A., Khan, M. A., & Elamvazuthi, I. (2014). Biomechanics of hip, knee and ankle joint loading during ascent and descent walking. *Procedia Computer Science*, 42, 336-344.
- [84] Bachtar, F., Chen, X., & Hisada, T. (2006). Finite element contact analysis of the hip joint. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 643-651.
- [85] Zhang, X., & Gan, R. Z. (2011). Experimental measurement and modeling analysis on mechanical properties of incudostapedial joint. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 10, 713-726.
- [86] Farrokhi, S., Keyak, J. H., & Powers, C. M. (2011). Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(3), 287-294.
- [87] Zach, Lukas., Konvickova, Svatava., & Ruzicka, Pavel (2009). Finite element analysis of oncology knee endoprosthesis. *Engineering of Biomaterials*, 12(89-91).
- [88] H.D. Clarke, K.R. Math, G.R. Scuderi, *The Journal of Arthroplasty*, 2004, 19,652.
- [89] P. K. Tomaszewski, N. Verdonschot, S.K. Bulstra, G.J. Verkerke, A comparative finiteelement analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations, *Ann. Biomed. Eng.* 38 (2010) 2418–2427.
- [90] Kalita, P., & Schaefer, R. (2008). Mechanical models of artery walls. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 15, 1-36.
- [91] Karajan, N. (2012). Multiphasic intervertebral disc mechanics: theory and application. *Archives of computational methods in engineering*, 19, 261-339.
- [92] Quental, C., Fernandes, P. R., Monteiro, J., & Folgado, J. (2014). Bone remodelling of the scapula after a total shoulder arthroplasty. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 13, 827-838.
- [93] Simon, U., Augat, P., Ignatius, A., & Claes, L. (2003). Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface—a finite element analysis with contact. *Journal of biomechanics*, 36(8), 1079-1086.
- [94] Bahreinizad, H., & Oscuii, H. N. (2015, November). Numerical investigation of role of synovial fluid in a poroelastic model of natural human knee joint during walking. In *2015 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)* (pp. 126-131). IEEE.
- [95] Korkmaz, İ. H., Kaymaz, İ., Medetalibeyolu, F., & Yıldırım, Ö. S. (2014). Çift Katmanlı Kemik Modeli ile Diz Protezi Dizilimi Eldesi ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *Sakarya University Journal of Science*, 16(3), 189-194.
- [96] Demiray, E. (2021). Sonlu Elemanlar Yöntemine Giriş. *Lean Engineer*

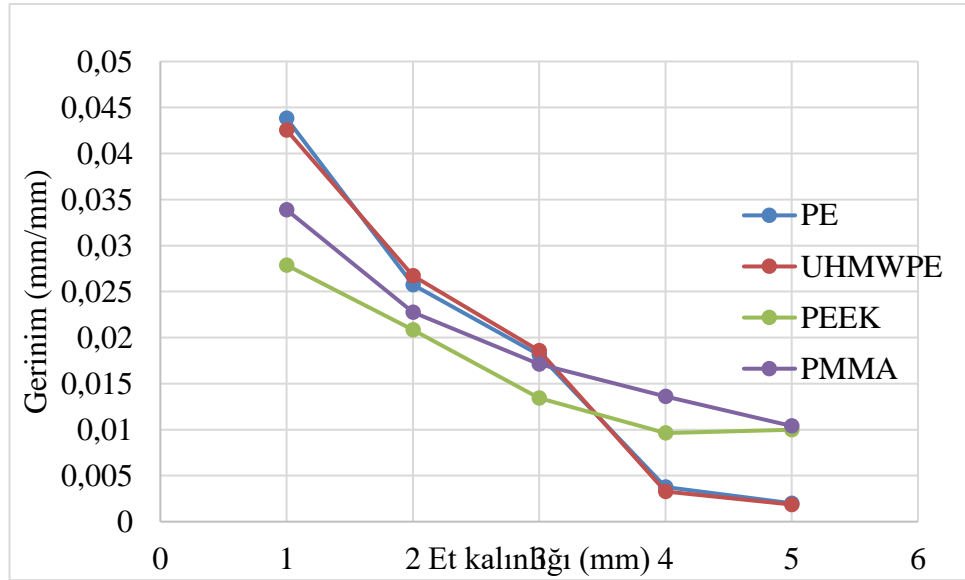
- [97] Güler, M., & Sadri, Şen (2015). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66.
- [98] Bozorg-Haddad, A., Iskander, M., & Chen, Y. (2012). Compressive strength and creep of recycled HDPE used to manufacture polymeric piling. *Construction and Building Materials*, 26(1), 505–515. doi:10.1016/j.conbuildmat.2011.0
- [99] L. Wang, C.J. Wang, Preliminary study of a customised total knee implant with musculoskeletal and dynamic squatting simulation, *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* 233 (10) (2019) 1010–1023, doi: 10.1177/0954411919865401
- [100] M.S. Abu Bakar, P. Chenag, K.A. Khor, Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite-polyetheretherketone biocomposites, *Compos. Sci. Technol.* 63 (3–4) (2003) 421–425, doi: 10.1016/S0266-3538(02)00230-0.
- [101] U. Ali, K. Karim, N.A. Buang, A review of the properties and applications of poly (Methyl Methacrylate) (PMMA), 55 (4) (2015) 678–705, doi: 10.1080/15583724.2015.1031377.
- [102] S. Pande, P. Dhattrak, Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: a review, *Mater. Today Proc.* 46 (2021) 756–762, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.465>.
- [103] P.S. Rama Sreekanth, S. Kanagaraj, Influence of multi walled carbon nanotubes reinforcement and gamma irradiation on the wear behaviour of UHMWPE, *Wear* 334–335 (82) (2014) 82–90, doi: 10.1016/j.wear.2014.12.014
- [104] P. Kadambi, P. Luniya, P. Dhattrak, Current advancements in polymer/polymer matrix composites for dental implants: a systematic review, *Mater. Today Proc.* 46 (2021) 740–745, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.396>.
- [105] E. Gibon, L.A. Córdova, L. Lu, T.-H. Lin, Z. Yao, M. Hamadouche, S.B. Goodman, The biological response to orthopedic implants for joint replacement. II: Polyethylene, ceramics, PMMA, and the foreign body reaction, *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 105 (6) (2017) 1685–1691, <https://doi.org/10.1002/jbm.b.v105.610.1002/jbm.b.33676>.
- [106] <https://www.varnapolimer.com.tr/kategori/polietilen-hdpe> adresinden 30 Nisan 2023 tarihinde alınmıştır.
- [107] <https://www.varnapolimer.com.tr/urun/pe-1000-uhmw-levha-20-mm> adresinden 30 Nisan 2023 tarihinde alınmıştır.
- [108] <http://www.kolumanplastik.com/tr/urunler/pmma-akrilik> adresinden 31 Mart 2023 tarihinde alınmıştır.

EKLER

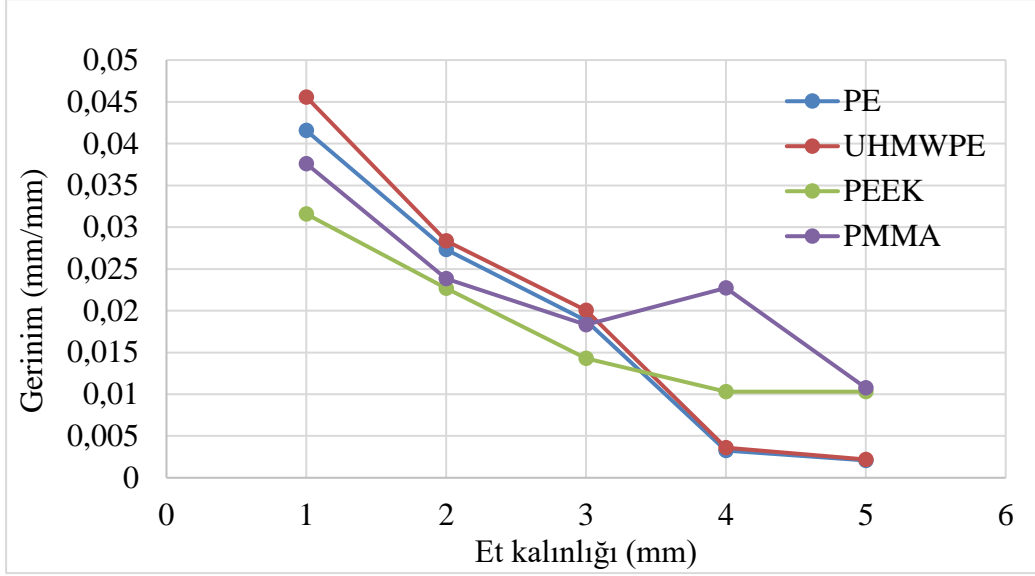
EK A. Şekiller



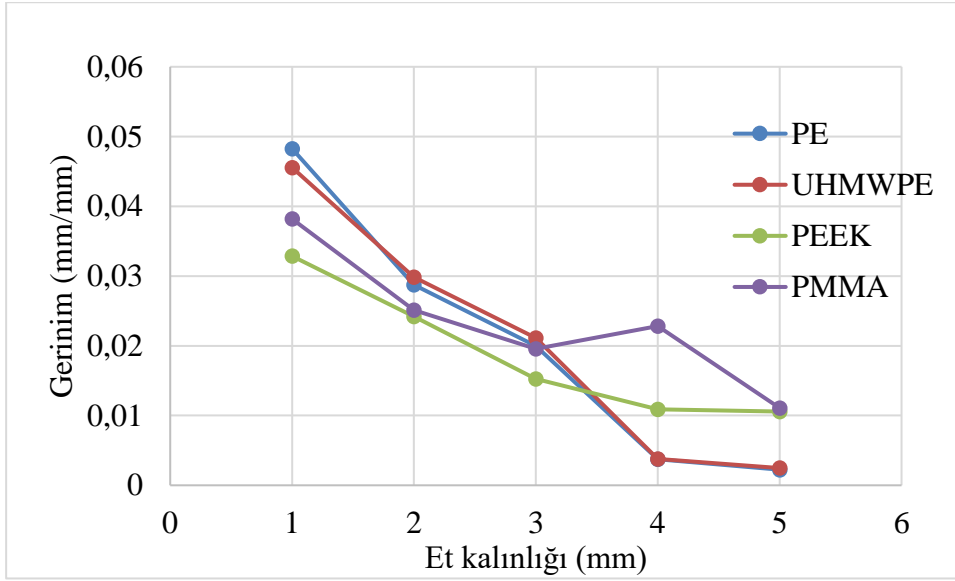
Şekil A.1. 0,4 MPa için gerinim-et kalınlığı



Şekil A.2. 0,6 MPa için gerinim-et kalınlığı



Şekil A.3. 0,8 MPa için gerininim-et kalınlığı



Şekil A.4. 1 MPa için gerininim-et kalınlığı

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Turan İBRAHİMOVA

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2020, Bakü Devlet Üniversitesi / Biyoloji Fakültesi / Biyoloji
- **Yüksek lisans** : 2023, Sakarya Üniversitesi / Biyomedikal Mühendisliği ABD / Biyomedikal Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

2018-2019, Bakü, Gençlik Merkezi, Gönüllü Öğretmen