

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TOTAL DİZ İMPLANTI KAVAL BİLEŞENİN LATİS
GÖZENEKLİ YAPIDA TASARIMI VE ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Birgül ŞAHAN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

MAYIS 2024

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TOTAL DİZ İMPLANTI KAVAL BİLEŞENİN LATİS
GÖZENEKLİ YAPIDA TASARIMI VE ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Birgül ŞAHAN

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR

MAYIS 2024

Birgöl ŞAHAN tarafından hazırlanan “TOTAL DİZ İMPLANTI KAVALL BİLEŞENİN LATİS GÖZENEKLİ YAPIDA TASARIMI VE ANALİZİ” adlı tez çalışması 13.05.2024 tarihinde aşğıdaki jüri tarafından oy birliğı/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliğı Anabilim Dalı Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı : **Doç. Dr. Ahmet Ç. ÇİLİNGİR(Danışman)**.....
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN**
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 “TOTAL DİZ İMPLANTI KAVAL BİLEŞENİN LATİS GÖZENEKLİ YAPIDA TASARIMI VE ANALİZİ” 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.

(13/05/2024).

Birgül ŞAHAN





Annem Dönüş ŞAHAN'a ithafen,



TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın belirlenmesindeki yol göstericiliği ve çalışmam boyunca paylaştığı değerli bilgi ve tecrübeleri için sayın danışman hocam Doç. Dr. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR'e teşekkür ederim.

Tezimin analiz aşamasında bana yardımcı olan, değerli bilgi ve tecrübeleriyle desteklerini esirgemeyen sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Akif DÜNDAR'a teşekkür ederim.

Öğrencilik hayatım süresince bende iz bırakan tüm değerli öğretmenlerime teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan, sevgi ve desteklerini her daim hissettiğim ve zorlandığımda beni cesaretlendiren arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Her zaman bana inanan, desteklerini esirgemeyen ve sonsuz emekleriyle büyüdüğüm canım ailem; annem Dönüş ŞAHAN'a, babam Cuma ŞAHAN'a, ablalarım Ümmügülsüm KÖROĞLU ve Nilgün ŞAHİNER'e en derin teşekkürlerimi sunarım.

Yeğenlerim, küçük kalplerim Göktuğ ve Nüha'ya varlıklarıyla hayatıma neşe kattıkları için minnettarım.

Yüksek lisansa başladığımda yanımda olan, benim kadar sevinen ancak mezun olurken yanımda olamayacak, gücünü hayata karşı hep umut etmekten, hayal kurmaktan alan ve bunu çocuklarına öğretmeye çalışmış gökyüzündeki meleğim, canım anneme sonsuz minnet duygularımı sunarım.

Birgül ŞAHAN



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
SİMGELER	xv
TABLO LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxvii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Kapsamı	2
1.2. Tezin Amacı	2
1.3. Literatür Araştırması	3
2. GENEL BİLGİLER	11
2.1. Diz Eklemi Anatomisi	11
2.2. Diz Eklemi Biyomekaniği ve Kinematığı	14
2.3. Diz İmplantı.....	16
2.3.1. Total diz implantı	18
2.4. Total Diz İmplantında Kullanılan Malzemeler	19
2.4.1. Titanyum malzeme	21
2.4.2. Kobalt malzeme	21
2.4.3. Paslanmaz çelik malzeme	22
2.5. Latis Yapılar	22
2.6. Eklemeli Üretim	25
3. KAVAL BİLEŞEN TASARIMI VE ANALİZİ.....	29
3.1. Kaval Bileşen ve Kaval Kortikal Kemik Modellerinin CAD Tasarımı	29
3.2. Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Tasarımı	31
3.3. Kaval Bileşen ve Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Sonlu Elemanlar Analizi.....	32
3.3.1. Malzeme özelliklerinin tanımlanması	32
3.3.2. Mesh yapısının oluşturulması	33
3.3.3. Sınır koşullarının belirlenmesi	33
3.3.4. Sonlu elemanlar analizi	34
3.4. Rhombic Dodecahedron Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Tasarımı.....	36
3.4.1. Tasarım parametrelerinin belirlenmesi	36
3.5. Rhombic Dodecahedron Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Sonlu Elemanlar Analizi	39
4. KAVAL BİLEŞEN-KAVAL KORTİKAL KEMİK MONTAJ MODELİNİN ANALİZİ	43
4.1. Kaval Bileşen-Kaval Kortikal Kemik Modeli ve Sonlu Elemanlar Analizi ..	43

4.1.1. Malzeme özelliklerinin tanımlanması	43
4.1.2. Mesh yapısının oluşturulması	44
4.1.3. Sınır koşullarının belirlenmesi	44
4.1.4. Sonlu elemanlar analizi	45
4.2. Sürtünme Katsayısı Etkisinin İncelenmesi	46
4.3. İmplanta Uygulanan Kuvvet Etkisinin İncelenmesi.....	53
4.4. Malzeme Etkisinin İncelenmesi	59
5. SONUÇLAR	67
6. ÖNERİLER.....	69
KAYNAKLAR.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	77



KISALTMALAR

Al	: Alüminyum
ASTM	: Uluslararası Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu
BCC	: Vücut merkezli kübik
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
C3D4	: Dört düğümlü doğrusal dörtyüzlü
DCC	: Çapraz merkezli kübik
DMLS	: Doğrudan metal lazer sinterleme
FCC	: Yüz merkezli kübik
FCCZ	: Yüz merkezli dikey dikmeli yapılara sahip kübik
FE	: Sonlu elemanlar
FGC	: Fonksiyonel derecelendirilmiş hücre
GPa	: Gigapaskal
ISO	: Uluslararası Standartlar Teşkilatı
kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
mm³	: Milimetreküp
Mo	: Molibden
MPa	: Megapaskal
RDC	: Rhombic dodecahedron kübik
SF	: Güvenlik faktörü
TDA	: Total diz artroplastisi
Ti	: Titanyum
TO	: Topoloji optimizasyonu
TO-S2	: Topoloji optimizasyonu-kesme-2
TPMS	: Üçlü periyodik minimal yüzeyler
µm	: Mikrometre
µε	: Mikrogerinim



SİMGELER

%	: Yüzde
N	: Kuvvet [Newton]
°	: Derece
P	: Gözeneklilik [%]
V	: Katı kaval bileşen hacmi [mm ³]
V_s	: Latis yapıda kaval bileşen hacmi [mm ³]



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Kortikal kemik ve biyomalzemelerin mekanik özellikleri (Hussein vd., 2015).	21
Tablo 3.1. Kaval bileşen modellerinin eleman ve düğüm sayıları.	33
Tablo 3.2. Katı, A, B ve C modellere ait strut çapı, hacim ve fiziksel değişim bilgileri.	38
Tablo 3.3. A, B ve C modellere ait eleman ve düğüm sayıları.....	39
Tablo 4.1. Kaval bileşen ve kaval kortikal kemik malzemelerinin mekanik özellikleri.	44



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Diz eklemi anatomisi (MD, 2022).	11
Şekil 2.2. Diz eklemleri (Turan, 2022).	12
Şekil 2.3. 6 serbestlik derecesine sahip diz hareketleri (Koluaçık vd., 2019).	15
Şekil 2.4. İnsan vücudunda frontal (boyuna), sagittal ve enine (yatay) düzlemler (Nordin & Frankel, 2013).	16
Şekil 2.5. Sırasıyla; kısmi diz implantı, total diz implantı (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).	18
Şekil 2.6. Total diz implantı; (a) uyluk bileşeni; (b) plastik ara parça; (c) kaval bileşeni (Koh vd., 2019).	18
Şekil 2.7. İnsan vücudunda kullanılan bazı implantlar (Matsushita & Takahashi, 2019).	20
Şekil 2.8. Latis yapı çeşitleri (A) Kiriş tabanlı latis yapılar, (B) İskelet ve (C) Levha üçlü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) tabanlı latis yapılar (Benedetti vd., 2021).	23
Şekil 2.9. Trabeküler kemiğin gözenekli yapısının şematik gösterimi ve trabeküler kemik morfolojisine benzeyen TPMS Split-P latis yapısı görünümü (Rezapourian vd., 2022).	24
Şekil 2.10. (A); Kaval bileşenin üç farklı latis yapı ile doldurulması (Guoqing vd., 2021), (B); üç farklı latis yapıda tasarlanmış kaval bileşen (Rabuan vd., 2023), (C); kaval bileşen gövdenin orta bölümü için farklı dört latis yapı (M. Zhang vd., 2022), (D); trabeküler kaval implant (Y. Zhang vd., 2023).	25
Şekil 2.11. Eklemeli üretim tekniklerinin ASTM F42 standardında sınıflandırılması (Yalçın & Ergene, 2017).	26
Şekil 2.12. DMLS tekniği kullanılarak üretilmiş latis yapıda tasarlanmış femur sapı (Mehboob vd., 2020).	27
Şekil 3.1. Kaval bileşene ait teknik resim görüntüsü (üst, izometrik, ön, sağ yan görünüşleri).	30
Şekil 3.2. Kaval kortikal kemiğe ait teknik resim görüntüsü (üst, izometrik, ön, sağ yan görünüşleri).	30
Şekil 3.3. (A); BCC latis yapı kaval bileşen, (B); Rhombic dodecahedron latis yapı kaval bileşen, (C); Truncated octahedron latis yapı kaval bileşen.	31
Şekil 3.4. Malzeme özelliklerinin tanımlanması.	32
Şekil 3.5. Kaval bileşen mesh yapısı ve sınır koşulları.	33
Şekil 3.6. (A); BCC latis yapı kaval bileşen, (B); Truncated octahedron latis yapı kaval bileşen, (C); Rhombic dodecahedron latis yapı kaval bileşende meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları.	34
Şekil 3.7. Modellerin analiz sonuçları (a); von Mises gerilme değerleri, (b); gerinim değerleri, (c); yer değiştirme değerleri.	35
Şekil 3.8. Rhombic dodecahedron latis yapı kaval bileşen modelleri (A); %80,39 gözeneklilikte, (B); %60,16 gözeneklilikte, (C); %48,21 gözeneklilikte. 38	

Şekil 3.9. A, B ve C modellerinin analiz sonuç bilgileri (a); von mises gerilme değerleri, (b); gerinim değerleri, (c); yer değiştirme değerleri.	40
Şekil 4.1. İmplant ve kemik modelin mesh yapısı ve sınır şartları.	45
Şekil 4.2. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünme sonucu elde edilmiş olan von mises gerilme dağılımları.	47
Şekil 4.3. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünme sonucu elde edilmiş olan von mises gerilme dağılımları.	47
Şekil 4.4. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.	48
Şekil 4.5. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	49
Şekil 4.6. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	50
Şekil 4.7. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.	50
Şekil 4.8. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen yer değiştirme dağılımları.	51
Şekil 4.9. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen yer değiştirme dağılımları.	52
Şekil 4.10. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.	52
Şekil 4.11. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması sonucu oluşan von mises gerilme dağılımları.	53
Şekil 4.12. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması sonucu oluşa von mises gerilme dağılımları.	54
Şekil 4.13. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.	55
Şekil 4.14. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulandığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	56
Şekil 4.15. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulandığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	56
Şekil 4.16. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.	57
Şekil 4.17. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması ile oluşan yer değiştirme dağılımları.	58
Şekil 4.18. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması ile oluşan yer değiştirme dağılımları.	58
Şekil 4.19. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.	59
Şekil 4.20. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen von mises gerilme dağılımları.	60
Şekil 4.21. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları.	61
Şekil 4.22. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.	62
Şekil 4.23. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	62
Şekil 4.24. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.	63

Şekil 4.25. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.	64
Şekil 4.26. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen yer değiştirme dağılımları.	64
Şekil 4.27. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen yer değiştirme dağılımları.	65
Şekil 4.28. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.	66





TOTAL DİZ İMPLANTI KAVAL BİLEŞENİN LATİS GÖZENEKLİ YAPIDA TASARIMI VE ANALİZİ

ÖZET

İnsana hareket imkânı tanıyan vücudumuza ait yapılar, eklemlerdir. Vücudumuzun farklı bölgelerinde birçok eklem bulunmaktadır. Bunlardan birisi olan diz eklemi insan vücudunun tüm yükünü taşımaktadır. Bu yönü diz ekleminin hasara uğrama ihtimaline sebebiyet vermektedir. Yıpranmış eklemin görevini tekrardan yerine getirebilmesi için çözümler aranmış ve diz implantları keşfedilmiştir. Bunlardan birisi de total diz implantıdır. Üzerinde birçok çalışma yapılarak vücut yapımıza uygunluğu yani eklemin orijinalliğine yakın, hareket kısıtlamasını gidermeye yardımcı olması açısından implant teknolojisi kendini her daim yenilemektedir. Son yıllarda öne çıkan gelişmeler için implantların gözenekli yapıda olması ve üç boyutlu baskı ile üretilmesi söylenebilmektedir. Bu teknolojide, implantlar vücuda yerleştğinde kemik ile temasta bulunduğundan kemiğe temas eden bölgeleri tıpkı kemik gibi gözenekli yapıda tasarlanmaktadır. İmplant tasarımının kemiğin gözenekli yapısına benzetilme amacından yola çıkılması, implantı vücudumuza yerleştirdiğimizde vücudumuzla uyum sağlamasını kolaylaştırmaktır. Burada biyouyumluluk kavramı kullanılmaktadır. Gözenekli yapının bir artışı da kullanıldığı modelin mekanik özelliklerini geliştirmesidir. Modele hafiflik ve dayanıklılık kazandırmaktadır. Biyomekanik açıdan en doğru gözenek tasarımını elde etmede latis yapıların özelliği dahil edilmiştir. Latis yapılar günümüzde implant teknolojisinde ve birçok alanda kullanılmaktadır. Farklı sektörlere olumlu katkılarının olmasıyla güncelliğini kaybetmemektedir. Bu durum farklı bakış açılarıyla durmaksızın gelişen bir çalışma alanını oluşturmaktadır. Birçok çeşit latis yapıların bulunması da çalışma çeşitliliğini artırmaktadır. Farklı latis yapıda implant tasarımları yapılmış ve halen yapılmaktadır. İmplant tasarımına latis yapıların dahil edilmesiyle implant sertliği kemiğe yakın olacak şekilde azaltılmaktadır. Latis yapı tasarımlarında önemli noktalar; latis yapının hücre boyutu ve gözenekliliği (hacimsel boşluk) olmuştur. Hücre boyutunda azalma ve gözeneklilik artışı implantı istenilen mekanik özelliğe kavuşturmaktadır. Tasarımın en doğrusu olacak şekilde elde edilmesi için latis yapıda tasarlanan ve üretilen implant modeller biyomekanik testlere, analizlere tabi tutulmuş, sonuçları incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Güncelliğini koruyan çalışma alanına katkı sağlanması amacıyla bu tez çalışmasında total diz implantı ve latis yapılar üzerine çalışma gerçekleştirilmiştir. Total diz implantı üç bileşenden meydana gelmektedir. Bunlar kaval bileşen, uyluk bileşeni ve plastik ara parçadır. Sadece kaval bileşen ile çalışılmıştır. Kaval bileşen latis yapıda tasarlanmış ve biyomekanik yükler etki ettirilerek sonlu elemanlar metoduyla statik analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçları biyomekanik yönden değerlendirilmiştir. İlk olarak kaval bileşen ve kaval kortikal kemik, bilgisayar destekli tasarım programlarından birisi olan SolidWorks programında üç boyutlu tasarlanmıştır. Çalışmanın hedefi olan implantların latis yapıda tasarlanması göz önünde bulundurularak kaval bileşen latis yapı ile Creo Parametric programı vasıtasıyla tasarlanmıştır. Bileşenin sadece kaval kemik ile temas eden yüzeyleri latis yapıda tasarlanabilmektedir. Bu nedenle kaval bileşenin latis yapı

ile doldurma işleminde tercih edilen kısım bileşen tablasının alt kısmı olmuştur. BCC, rhombic dodecahedron ve truncated octahedron olmak üzere üç farklı latis yapısı tercih edilmiştir. Sonuç olarak üç farklı latis yapıda kaval bileşen modeli elde edilmiştir. Bu modellerde kullanılan latis yapıların hücre boyutu 10 mm, strut çapı 2 mm olup, gözeneklilikleri %59 ila %67 arasında değişmektedir. Latis yapı ile doldurulmamış katı model olan kaval bileşen ve bu üç latis yapıda kaval bileşenin analizleri gerçekleştirmek için önce Hypermesh programına aktarılmıştır. Bu programda model geometri hatalarını giderme işlemi, mesh yapısının oluşturulması, malzeme ve sınır şartlarının tanımlaması yapılmış, analiz adımına geçilmeden önce buna yönelik hazırlanmış modeller elde edilmiştir. Bu kaval bileşen modeller Abaqus/CAE programına aktararak sonlu eleman analizleri gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçlandığında maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme bilgilerine ulaşılmıştır. En düşük değerde von mises gerilme değerini göstermiş model olan rhombic dodecahedron latis yapı kaval bileşen olduğu belirlenmiştir. Bu latis yapı kullanılarak farklı gözeneklilik değerlerinde kaval bileşen analiz sonuçları gözlemlenmek istenmiştir. %60 gözenekliliğe sahip rhombic dodecahedron latis yapı kaval bileşen modelinin analizi mevcuttur. Gözeneklilikleri yüzde olarak 48 ve 80 olan yeni iki model tasarlanmış ve aynı adımlar kullanılarak analizi gerçekleştirilmiştir. Gözenekliliğin artışı ile maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme değerlerinde artış göstermiştir. Literatürde %50-90 arası gözeneklilik kemik gözenekliliği değer aralığını ifade etmektedir. %70 üzeri gözenekliliğe sahip latis yapının, kortikal kemik elastik modülü değer aralığında olduğu da belirtilmiştir. %80 gözeneklilik ise latis yapı model için istenilen mekanik özelliği sunmaktadır. Bu bilgiye destekle %80 gözenekliliğe sahip latis yapı kaval bileşenin, üç boyutlu tasarımı yapılan kaval kortikal kemikle montajı gerçekleştirilmiştir. İmplantların cerrahi işlem ile vücudumuza yerleştirilmesinin simülasyonu analiz programları ile yapılabilmektedir. Diz implantlarından beklenenler; kabul gören mekanik özellikleri göstermesi, dizde oluşabilecek komplikasyonları gidermesi, yaşanan ağrıyı azaltması, insanın günlük aktivitelerinde kısıtlılığa sebep olmayarak diz işlevselliğini artırması ve insanın yaşam kalitesini yükseltmesidir. Bu beklentiler analiz sonuçlarına göre yorumlanabilmektedir. Çalışma kapsamında oluşturulan latis gözenekli yapıda total diz implantı kaval bileşenin insan vücudunda kullanıma mekanik bakımdan uygunluğunun değerlendirilmesi için kaval kortikal kemik ile bileşen arasında general contact tanımlaması yapılarak sürtünme simüle edilmiştir. Elde edilen bu yeni modele analizden önce, diğer modellere uygulanan adımlar uygulanarak analizi yapılmıştır. Analizde yer alan bazı parametrelerde farklı değerlere yer verilerek değişen parametrelere göre analiz sonuçları yorumlanmak istenmiştir. Bu bağlamda kemik-implant arasında tanımlanan sürtünme kuvvet değeri, kaval bileşen üst yüzeyine uygulanan kuvvet değeri ve malzeme türü parametrelerinde farklı değerlere yer verilmiştir. Üç farklı sürtünme kuvveti, dört farklı kuvvet ve üç çeşit malzeme için analizler yapılmıştır. Her parametrenin değişimini incelemek için diğer iki parametre sabit tutulmuştur. Örneğin; sürtünme kuvveti değişiminin maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme değerlerindeki etkisinin incelenbilmesi için kaval bileşen yüzeyine uygulanacak kuvvet ve malzeme bilgisi sabit kalacaktır. Böylece toplamda sekiz farklı analizin verileri elde edilmiş olup, bu veriler yorumlanmıştır. Çalışmadan elde edilmiş olan bilgilere göre, kuvvet değeri arttıkça gerilme, gerinim ve yer değiştirmeni her biri artmıştır. Diz implantının insan ağırlığının üç katı kadar biyomekanik yüke dayanabilmesi beklenmektedir. İmplantın uygulanan bu üç kuvvet değerine karşı son derece sağlam olduğu görülmüştür. Bu değer altında uygulanan kuvvetin gerinim sonucuna bakıldığında ise olması gereken aralıkta bir

değer göstermediği belirlenmiştir. Gerilim kalkanı nedeniyle kemik atforbisine neden olacağı söylenebilmektedir. Sürtünme katsayısı olarak belirlenmiş değerler ile analiz gerçekleştirilmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır. Gerilme değeri düştükçe ve sürtünme katsayısı arttıkça kemik ve implantın temas yüzeyinde mikro hareketlilik azalmaktadır. Üç sürtünme katsayısında da gerinim değerleri belirtilen aralıkta olup kemik kırığına sebep olmayacak değerde olduğu elde edilmiştir. Malzeme olarak Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzeme bilgileri tanımlandığında oluşmuş olan sonuçlar karşılaştırılmıştır. Yer değiştirme değeri için en yüksek sonucu Ti6Al4V malzeme göstermiştir. Diğer malzemelere oranla daha kolay deforme olacağı ifade edilmektedir. Üç sürtünme katsayısı değerinde de gerinim değerleri belirtilen aralıkta olup kemik kırığına sebep olmayacak düzeydedir. Sonuç olarak, latis gözenekli yapıda tasarlanmış kaval bileşen modellerinin tamamı malzeme özelliğinin kazandırdığı sınırı aşmamıştır. Buna malzemelerin akma mukavemeti değerleri incelenmesi sonucu karar verilmektedir. Bu çalışmada kullanılan latis yapılar kaval bileşeni hafifletmiştir. Bu hafifliğin yanı sıra implantın biyouyumluluğunu artıran mekanik özellik katkısı görmezden gelinemez. Bu katkı, implantın kaval kemik ile teması halinde latis yapısının meydana getirdiği hacimsel boşlukların kemiğin içe doğru büyümesine olanak sağlamasıdır. Kemik erimesi de azaltmaktadır. Özetle, gözeneklilik arttıkça kaval bileşen hacmi azalmış olup kemik büyümesini desteklemektedir.



DESIGN AND ANALYSIS OF TOTAL KNEE REPLACEMENT'S TIBIAL COMPONENT WITH LATTICE POROUS STRUCTURE

SUMMARY

Joints are the structures of our body that allow people to move. There are many joints in different parts of our body. One of these, the knee joint, bears the entire load of the human body. This aspect causes the knee joint to be damaged. Solutions were sought to restore the function of the worn joint and knee implants were discovered. One of these is the total knee replacement. Many studies have been carried out on it, and implant technology is constantly renewing itself in terms of its compatibility with our body structure, that is, close to the originality of the joint and helping to eliminate movement restrictions. The most prominent developments in recent years can be said to be that implants have a porous structure and are produced with three-dimensional printing. In this technology, since the implants come into contact with the bone when placed in the body, the areas in contact with the bone are designed with a porous structure, just like bone. The aim of the implant design to resemble the porous structure of bone is to make it easier for the implant to adapt to our body when we place it in our body. The concept of biocompatibility is used here. Another advantage of the porous structure is that it improves the mechanical properties of the model in which it is used. It adds lightness and durability to the model. The feature of lattice structures is included in obtaining the most biomechanically correct pore design. Lattice structures are used today in implant technology and in many areas. It does not lose its currency due to its positive contributions to different sectors. This creates an ever-developing field of study with different perspectives. The existence of many types of lattice structures also increases the diversity of work.

Different lattice structure implant designs have been made and are still being made. By incorporating lattice structures into the implant design, the implant reduces the stiffness closer to the bone. Important points in lattice structure designs; were the cell size and porosity (volumetric space) of the lattice structure. The decrease in cell size and increase in porosity gives the implant the desired mechanical properties. In order to obtain the most accurate design, implant models designed and produced in a lattice structure were subjected to biomechanical tests and analyses, and the results were examined and evaluated.

In order to contribute to the current field of study, a study on total knee replacement and lattice structures was carried out in this thesis study. The total knee replacement consists of three components. These are the shin component, the thigh component and the plastic spacer. Only the tibial component was studied. The tibial component was designed in a lattice structure and its static analysis was carried out by applying biomechanical loads and using the finite element method. The analysis results were evaluated from a biomechanical perspective.

First, the tibial component and the tibial cortical bone were designed in three dimensions in SolidWorks, one of the computer-aided design programs. Considering that the implants, which are the target of the study, should be designed with a lattice

structure, the tibial component was designed with a lattice structure using the Creo Parametric program. Only the surfaces of the component in contact with the shin bone can be designed in a lattice structure. For this reason, the preferred part for filling the tibial component with the lattice structure was the lower part of the component tray. Three different lattice structures were preferred: BCC, rhombic dodecahedron and truncated octahedron. As a result, tibial component models with three different lattice structures were obtained. The cell size of the lattice structures used in these models is 10 mm, the strut diameter is 2 mm, and their porosity varies between 59% and 67%. The tibial component, which is a solid model not filled with a lattice structure, and the tibial component in these three lattice structures were first transferred to the Hypermesh program to perform analysis. In this program, the process of eliminating model geometry errors, creating the mesh structure, defining the material and boundary conditions were made, and models prepared for this were obtained before moving on to the analysis step. These tibial component models were transferred to the Abaqus/CAE program and finite element analyzes were performed. When the analysis was completed, maximum von Mises stress, logarithmic strain and displacement information were obtained.

It was determined that the model that showed the lowest von Mises stress value was the rhombic dodecahedron lattice structured tibial component. By using this lattice structure, it was desired to observe the shin component analysis results at different porosity values. Analysis of the rhombic dodecahedron lattice structured tibial component model with 60% porosity is available. Two new models with porosity of 48 and 80 percent were designed and analyzed using the same steps. With the increase in porosity, maximum von Mises stress, logarithmic strain and displacement values increased.

In the literature, porosity between 50-90% refers to the bone porosity value range. It has also been stated that the lattice structure with porosity over 70% is within the cortical bone elastic modulus value range. 80% porosity provides the desired mechanical properties for the lattice structured model. With the support of this information, the lattice structure tibial component with 80% porosity was assembled with the three-dimensionally designed tibial cortical bone. Simulation of the surgical placement of implants into our body can be done with analysis programs.

Expectations from knee implants: It shows accepted mechanical properties, eliminates the complications that may occur in the knee, reduces the pain experienced, increases the functionality of the knee without causing any limitation in the daily activities of the person and increases the quality of life of the person. These expectations can be interpreted according to the analysis results.

In order to evaluate the mechanical suitability of the total knee replacement tibial component in the lattice porous structure created within the scope of the study for use in the human body, general contact was defined between the tibial cortical bone and the component and friction was simulated. Before analysis, this new model was analyzed by applying the steps applied to other models.

By including different values for some parameters in the analysis, the analysis results were intended to be interpreted according to the changing parameters. In this context, different values are included in the friction force value defined between the bone and the implant, the force value applied to the upper surface of the tibial component, and the material type parameters. Analyzes were made for three different friction forces, four different forces and three types of materials. To examine the change of each

parameter, the other two parameters were kept constant. For example; In order to examine the effect of friction force change on maximum von mises stress, logarithmic strain and displacement values, the force and material information to be applied to the shin component surface will remain constant. Thus, the results of a total of eight different analyzes were obtained and these data were interpreted.

According to the information obtained from the study, as the force value increased, each of the stress, strain and displacement increased. The knee implant is expected to be able to withstand biomechanical loads of three times the human weight. It has been observed that the implant is extremely durable against these three applied force values. When the strain result of the applied force below this value is examined, it is determined that it does not show a value within the required range. It can be said that it will cause bone atrophy due to the stress shielding.

Analysis was carried out with the values determined as the friction coefficient and the results were compared. As the stress value decreases and the friction coefficient increases, micromobility on the contact surface of the bone and implant decreases. The strain values for all three friction coefficients were found to be within the specified range and were found to be at a value that would not cause bone fracture. The results obtained when Ti6Al4V, CoCrMo and stainless steel material information were defined as materials were compared. Ti6Al4V material showed the highest result for displacement value. It is stated that it will deform more easily than other materials. The strain values for all three friction coefficient values are within the specified range and are at a level that will not cause bone fractures. As a result, all shin component models designed with a lattice porous structure did not exceed the limit provided by the material properties. This is decided by considering the yield strength values of the materials.

The lattice structures used in this study alleviated the tibial component. In addition to this lightness, the contribution of mechanical properties to increasing the biocompatibility of the implant cannot be ignored. This contribution is that when the implant comes into contact with the tibia bone, the volumetric gaps created by the lattice structure allow the bone to grow inwards. It also reduces bone resorption.

In summary, as porosity increases, tibial component volume decreases and supports bone growth.



1. GİRİŞ

Vücudumuzda eksilen doku ve organların yerini implantların almaktadır. Bunlardan birisi de total diz implantıdır. Total diz implantı, hasar meydana gelmiş diz eklemi yerine uygulanır ve doğal eklemin hareketini taklit ederek işlevsel bir şekilde çalışmasına olanak sağlar. İmplant uyluk bileşeni, kaval bileşeni ve plastik ara parçadan meydana gelmektedir. Sonuç olarak üç parçadan oluşmaktadır. İmplant tasarımlarında latis gözenekli yapıların kullanılması çok bilinen bir araştırma alanı olmuştur. Latis yapılar, birbirini tekrarlayan birim hücrelerin oluşturduğu yapılardır. Eşsiz elektriksel, mekanik, termal ve akustik özellikler sunmaktadır. Bu özellikler çalışmalarda tercih edilmesinin temel kaynağıdır (Maconachie vd., 2019). Buna ek olarak dahil olduğu modelde hacim oranını azaltıcı bir etkiye sahiptir. Böylece kemik ve implant ara yüzeyi teması kemik büyümesini desteklemektedir. Bu kemik büyümesi, latis yapının implant içerisinde oluşturduğu boşluklar sayesinde. İmplanttaki bu boşlukların oranı diğer bir adıyla gözeneklilik, latis yapılarla tasarlanan implantların mekanik özelliklerinde çok fazla bir etkiye sahiptir. Bahsedilen etki, implantın insan vücuduyla uyumunu kolaylaştırıcı bir etki olarak açıklanmaktadır. Latis gözenekli yapıda implantların üretiminde ise tercih edilme durumu incelendiğinde birinci olarak yer alan üretim yöntemi, eklemeli üretimdir (Murat vd., 2019). Bu yöntem kendi tekniği ile üç boyutlu tasarımlardan nesneleri meydana getirmektedir. Kompleks yapılardan olan latis yapıların geleneksel tekniklerle üretimi zordur. Biyomekanik özelliğini kaybetmeyecek oranda hafifletilmiş yapılar için tercih edilen üretimi tekniği, son zamanlarda birçok sektörde çalışılan ve teknik özelliği bakımından öne çıkmakta olan eklemeli üretim olmuştur (Hao vd., 2011). Biyomedikal sektöründe yer alan implantlarda kullanılacak latis yapılar için de tercih edilmektedir (Yuan vd., 2019). Bahsedilen güncel çalışma konuları dahilinde bu tez çalışmasında, diz implantı kaval bileşeni latis yapıda tasarlanmış ve sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Kaval bileşenin latis gözenekli yapıda tasarlanmasıyla güncel literatüre katkı sağlanmak amaçlanmıştır. Model üç boyutlu katı modelleme ve tasarım programından tasarlanmış ve bileşene biyomekanik yükler etki ettirilerek ve sonlu elemanlar metoduyla statik analizi yapılmıştır. İmplant için yapılan analiz diz

üzerine binen yükü simüle etme şeklindedir. Analiz ile latis yapılı bileşen davranışının belirlenmesi sağlanmıştır. Aynı zamanda analiz parametrelerinden olan implant ve kemik ara yüzeyinde tanımlanan sürtünme kuvveti değeri, implant üzerine binen yük değeri ve malzeme türü için farklı değerler belirlenerek sonuçlardaki değişim de değerlendirilmiştir. Çalışma sonucu beklenen, latis gözenekli yapıda tasarımı yapılan kaval bileşenin hafifletilebilmesi, gözenek özelliği sayesinde kemik içe büyümesine olanak tanınması ve biyomekanik yüklere karşı dayanıklı olmasıdır.

Bu tez çalışması genel bilgiler, kaval bileşen tasarımı ve analizi, kaval bileşen-kaval kortikal kemik montaj modelinin analizi, sonuçlar ve öneriler olmak üzere beş adet bölümden oluşmaktadır. Tezin giriş bölümünde çalışma ile ilgili bilgiler sunulmuştur. Literatür araştırması başlığı altında latis gözenekli yapıya sahip kaval bileşen üzerine yapılmış çalışmaların özet bilgileri derlenmiştir. Bu çalışmalar tez için yol gösterici kaynaklardır. Tezin genel bilgiler bölümünde; diz eklemi anatomisi, diz eklemi biyomekaniği ve kinematiği, total diz implantı ve kullanılan malzemeler, latis yapılar ve eklemeli üretime dair bilgiler verilmiştir. Kaval bileşen tasarımı ve analizi bölümünde; total diz implantı kaval bileşenin, kaval kemiğin ve latis yapıda kaval bileşenlerin modellemesi yapılmış olup, sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir. Kaval bileşen-kaval kortikal kemik montaj modelinin analizi bölümünde, kaval bileşen ile kaval kortikal kemik montaj modeli oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizleri yapılmıştır. Analiz parametrelerinde değişiklikler yaparak elde edilen sonuçlar incelenmiştir. Sonuç bölümünde, çalışma konusu özetlenmiş olup, genel bir değerlendirilmesi, özeti yapılmıştır. Öneriler bölümünde ise bu tez çalışması bilgileri ile gelecekte yapılabileceği düşünülen çalışmalar hakkında bilgiler yer almıştır.

1.1. Tezin Kapsamı

Bu çalışma, total diz implantı kaval bileşenin latis gözenekli yapıyla tasarlanması ve bu bileşenin statik analizinin yapılması ile mevcut literatüre yeni bir çalışma sunar. Tasarım sonrası sonlu elemanlar analizi ile kaval bileşene uygulanan kuvvetin etkisini yorumlar. İmplantın mekanik özellikleri açısından değerlendirmesini yapar.

1.2. Tezin Amacı

Çalışmanın amacı, total diz implantı kaval bileşenin üç boyutlu modellenmesine latis gözenekli yapının dahil edilmesiyle kaval bileşenin tasarım gelişimine yönelik mevcut

literatüre katkıda bulunmaktadır. Bahsedilen konuda yapılmış çalışmaların sayıca az olduğu belirlenmiştir. Bu hedef doğrultusunda kaval bileşeni latis gözenekli yapıyla tasarlamak ve implanta belirli bir yük uygulanması sonucu mekanik özelliklerini test etmektir. Bunun test edilmesini sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirmektir. Bu analiz sonucunda yeni tasarımın maruz kaldığı kuvvete karşı dayanıklı olduğu, gözenekli yapı sayesinde hacimsel boşluğunun arttığı, biyouyumluluğunun sağlandığı ve bu sayede kemik büyümesini destekler özellikte olması sonucuna ulaşmak hedeflenmektedir.

1.3. Literatür Araştırması

Yapılmış olan literatür taramasında latis gözenekli yapılara sahip kaval bileşenlerle ilgili çalışmalar derlenmiş, aşağıda özetlenmiştir.

Rahimizadeh ve arkadaşları, mikro hareketi ve kemik rezorpsiyonu en aza indirme amacıyla tetrahedron kafes mimarisinde tamamı gözenekli ve çimentosuz gövdeli bir kaval implant tasarımı gerçekleştirmiş ve sonlu elemanlar analizini yapmışlardır. İmplantın geometrisi 5 boyutlu NexGen bileşeninden alınmış ve titanyum malzemeden yapılmıştır. Kaval implant, arayüz mikro hareketini ve kemik rezorpsiyonunu eşzamanlı olarak azaltılması için optimum şekilde ayarlanmıştır. Analiz sonucu mevcut implanta kıyasla kemik erimesinde azalmanın %26'yı bulduğunu göstermiştir. Bu katkının implantların klinik performansını daha iyi bir seviyeye taşıyabileceği görülmüştür fakat deney sonuçlarıyla daha gerçek sonuç elde edileceği görüşü hakimdir (Rahimizadeh vd., 2018).

Eltlhawy ve arkadaşları, implantın proksimal kısmı rhombic dodecahedron latis yapıda, 500 µm gözenek boyutunda ve %68,3 gözeneklilikte olan Ti6Al4V malzemede yeni bir kaval implant tasarlamıştır. Tasarım CATIA V5R18 vasıtasıyla, statik analiz ise ANSYS R18.1 ile yapılmıştır. Referans alınan katı implantın boyutlarında tasarımı yapıp, gövde kısmı gözenekli yapıyla tasarlanmıştır. Analizde uygulanan yük referans modelle karşılaştırma yapabilmek için aynı seçilmiş olup 2000 N'dur, literatürde bahsedildiği gibi kuvvet dağılımı lateral kondilde %40 ve medial kondilde %60 şeklindedir. Tam katı implant ile rhombic dodecahedron gözenekli yapıdaki implant karşılaştırılmıştır. Maksimum von-Mises gerilimi gözenekli implanttaki kaval tepsi altında %64 artmış, maksimum kayma gerilimi %68 azalmış, gövde ucu altındaki stres hasta ağrısını azaltmaya katkı sağlayacak şekilde

hafifletilmiştir. Kayma gerilimi azalmasıyla implant/ kemik arayüzü mikro hareketi iyileşmiştir. Gözenekli implantın minimum güvenlik faktörü (SF) 3,9 bulunmuştur. Gözenek boyutu ve gözenekliliği literatürle karşılaştırıldığında kemik içe büyümesi için kemik ile implant bütünlüğünü geliştirip, bu bütünlüğü artıracak boşluklar sağlar (Eltlhawy vd., 2021).

Guoqing ve arkadaşları, yüksek performanslı, kişiselleştirilmiş ve biyolojik olarak sabitlenmiş kaval implantların tasarımını, Abaqus programıyla sonlu elemanlar analizini ve Seçici Lazer Eritme tekniği ile üç boyutlu üretimini yapmışlardır. Tasarım aşamasında topolojik optimizasyon yöntemi kullanılmış ve gözenekli yapı elde edilmiştir. Kaval implantların topoloji optimizasyonu %50 ve %70 hacim azaltılmasıyla gerçekleştirilmiştir. İmplantın toplam ağırlığının biraz artırılıp gözenekli yapıyla doldurulmasının biyouyumluluğu iyileştirebileceği sonucuna ulaşılmıştır. Bu sebeple G, R ve B birim gözenekli yapılarla implant doldurulmuştur ve implantla iyi uyum sağlamıştır. B birim implantın gövdesiyle iyi bir geçiş sağlayabilmesi açısından daha uygun bulunmuş ve implantın mekanik özelliklerini iyileştirebilmeye yardımcı olması için şekil optimizasyonu yapılmıştır. Gözenekli yapıların biyouyumluluğu sağlaması için süngerimsi kemik yapısına yakın özellikte olması gerektiğine dikkat çekilmiştir. Yani optimum gözenek boyutu yaklaşık 100-1000 μm ve gözeneklilik %50 ~ %90 aralığında olmalıdır. Kaval implantın ve B birim ile doldurulmuş kaval implantın sonlu eleman analizi yapılmıştır. Analizde TC4 titanyum alaşımı seçilmiş ve kaval eklem yüzeyine uygulanan kuvvet 300 N'dur. Sonuç olarak gözenekli yapı, implantın biyouyumluluğunu iyileştirmiş, ağırlığını azaltmış, stres ve yer değiştirme değerlerini artırmış ve stres dağılımını düzeltmiştir. Son olarak da üretimi yapılan implantta belirgin bir deformasyon gözlemlenmediği için tedavi amaçlı kullanımında herhangi bir engelin olmadığı görülmüştür (Guoqing vd., 2021).

Eltlhawy ve arkadaşları, referans olarak alınan kaval implant ile yeni tasarlanan gözenekli yapıdaki kaval implantı karşılaştırmışlardır. Yeni kaval implantın proksimal kısmı gözenek boyutu 500 μm , yaklaşık %77 gözeneklilik, gyroid gözenek yapısında ve Ti6Al4V malzemesindedir. Tasarım için CATIA V5R18 yazılımı, statik analizi gerçekleştirmek için ise ANSYS R18.1 yazılımı kullanılmıştır. Analizde uygulanan yük referans modelle karşılaştırma yapabilmek için aynı seçilmiş olup 2000 N'dur, literatürde bahsedildiği gibi kuvvet dağılımı lateral kondilde %40 ve medial kondilde

%60 şeklindedir. Gözenekli implantın minimum güvenlik faktörü 4.6 bulunmuştur. Yeni tasarlanan implant ile kaval tablanın alt kısmında elde edilmiş olan maksimum von mises gerilimi %30 artmış, kemik ve implant gövdesi arasındaki maksimum kayma gerilimi %13 azalmış ve gövde ucundaki stres %37 oranında azalmıştır. İyileştirildiği söylenebilmektedir. Von-Mises değerindeki artışın sebebi olarak gyroid latis yapısı sertliğinin azalmasıdır. Latis yapı, insan kemiğine yakın olacak şekilde azalmıştır. Bu sayede kemik erimesi azalmıştır. Sebep olarak stres korumasını azalması denilmektedir. Katı model ile kıyaslandığında klinik performansın arttığı söylenebilmektedir (Eltlhawy vd., 2022).

Zhang ve arkadaşları, latis gözenekli yapıya sahip katı kaval gövdelerin implantlar ve diz eklemesindeki etkisini karşılaştırmışlardır. Konak kemiğin mekanik stabilitesini artırma amacıyla kaval gövde için uygun yapı bulmak hedeflenilmiştir. İmplantın gövdesinin orta bölümünde katı, kübik, kesik kübik ve oktahedral olmak üzere dört farklı yapıların Sonlu Elemanlar (FE) modelleri elde edilmiştir. Farklı birim hücrelerden 18 mm yükseklik ve 12 mm çapta üç farklı gözenekli yapı UG NX yazılımı kullanılarak tasarlanmıştır. Birim hücreler tamamı düzenli altı yüzlü, 2 mm kenar uzunluğunda tasarlanmıştır. Literatüre göre gözenekli yapıların tamamının gözenek boyutu 600 µm ile 1200 µm arasında, gözeneklilik, %78 olmalıdır. Tasarımlarda malzeme olarak Ti6Al4V alaşımı tanımlanmıştır. ABAQUS yazılımı ile tüm modellere 1150 N kuvvet uygulanmış ve analizi yapılmıştır. Modellerin diz eklemi, kaval protez ve proksimal kavaldaki von Mises stres dağılımları ve kaval protez ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenin basınç stresleri analiz edilmiştir. Dört kaval gövde modelleri arasından mekanik performansı en yüksek modelin oktahedral yapısıyla doldurulmuş kaval gövdenin olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Kaval gövdede oktahedral yapı stres kalkını ve stres konsantrasyonu etkilerini oldukça azaltabilmiştir. Artroplasti sonrası diz eklemi için mekanik dayanıklılığın uygunluğunu sağlayabilmiştir. Seçilmiş kafes yapıları, stres korumasını ve kemik erimesini önemli derecede azaltabilmiş olması, hasta ağrılarında azalmaya katkısı ve konakçı kemikle birlikte uyum sağlayan mekanik davranışları bulunmasından dolayı kişiye özgü implantlarda kullanımına yönelik tavsiye edilmiştir (M. Zhang vd., 2022).

Eltlhawy ve arkadaşları, referans alınan implant model ile üç farklı %69 gözeneklilikte FCCZ, %54 gözeneklilikte reentrant ve %84 gözeneklilikte rhombic dodecahedron latis yapıda ve Ti6Al4V malzeme özelliğinde kaval implant tasarımını ve mekanik

analizini yapmış, karşılaştırmışlardır. Gözenek boyutunun 800 µm tercih edilerek kemik içe büyümesine olanak sağlanmıştır. Tasarıma uygunluğu doğrulama açısından taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır. Latis yapının destek ve gözenek boyutları öğrenilmiştir. Rhombic dodecahedron, reentrant ve FCCZ latis yapıların analiz sonuçları, referans model katı gövde ile karşılaştırılmıştır. Kemik üzerinde oluşmuş maksimum von mises gerilmeler sırasıyla %18, %23 ve %28 oranında artış sağlayarak kemiğe daha fazla yük aktarmıştır. FCCZ, reentrant ve rhombic dodecahedron latis yapılar için gerilim sırasıyla %33, %37 ve %48 oranında artmıştır. Maksimum kayma gerilimi, reentrant, rhombic dodecahedron ve FCCZ yapıları için sırasıyla %48, %58 ve %67 azalmıştır. Gövde ucundaki maksimum von Mises kemik gerilimi, reentrant, rhombic dodecahedron ve FCCZ latis yapıları için sırasıyla %40, %60 ve %73 miktarında azalmıştır. Rhombic dodecahedron, reentrant ve FCCZ implantlarının sırasıyla 3,7, 4,4 ve 7,2'lik minimum güvenlik faktörleri bulunmuştur. Phrozen Shuffle XL kullanılarak üç boyutlu baskısı gerçekleştirilmiştir. Burada ABS benzeri reçine kullanılmıştır (Elthawy vd., 2023).

Kladovasilakis ve arkadaşları, topoloji optimizasyon (TO) süreçlerinin ayrıntılı bir analizini gerçekleştirmişlerdir. Üç boyutlu üretim için kaval implant tasarlanmış ve analizi yapılmıştır. TO, biyomekanik uygulamalar, analizler ve karşılaştırma yapmak amacıyla kullanılmıştır. Yoğunluk temelli ve ayırık/kafes temelli yaklaşımlar olarak iki yaklaşım incelenmiştir. Kaval implantların tasarımlarının sonuçları, biyomekanik uygulamalarda kullanmak için iki yaklaşımdan hangisinin en uygun olacağını öğrenebilmek için karşılaştırıldı. İmplant tasarımında daha iyi bir biyouyumluluk ve üst düzey mekanik davranış ile karakterize edilen TPMS kafes yapısı topoloji optimizasyonu yoluyla uygulanmıştır. Tasarımda kafes yapısının uygulanması kaval implantın sertliğini ve mekanik dayanıklılığı ve boşlukları doldurduğu için stres korumasını azaltır. Dassault Systems'in SolidWorks™ yazılımı ile kişiye özgü implant tasarımı yapılmıştır. Inconel 718 malzemesi uzun ömürlü ve toleransı yüksek olduğundan tercih edilmiştir. Analizde 5300 N'luk bir yük uygulanmıştır. Yoğunluk esaslı yaklaşımla kaval implantın topoloji optimizasyonu, Ansys™ programından gerçekleştirilmiş ve maksimum von Mises gerilimi %37 oranında arttığı görülmüştür. Ağırlık ise %25'lik azalmıştır. Bu sayede implant iyileştirmesi için iyi bir tercih olduğu denilmiştir. Kaval implantın ayırık/kafes tabanlı yaklaşımla, implantın bazı kısımları Schwarz Diamond kafes yapısıyla yenilenmiştir. Birim hücre uzunluğu 10 mm ve

duvar kalınlığı 1,75 mm olarak, yoğunluk %50 yapılmıştır. Bu yaklaşımın kaval implanta katkısı hafiflik, yüksek gözeneklilik ve uygulanan yüke karşı dayanıklılık olduğu belirlenmiştir. Kaval implant için iki yaklaşım karşılaştırılmıştır. Ayrık tabanlıda güvenlik faktörü ve kütle yüzdeleri yaklaşık olarak %45 azalmıştır. Ama ayrık tabanlı yaklaşımın kütle azaltma yüzdesi daha büyüktür. Bunun sebebi, mimari malzemelerdir. Mimari malzemelerin eşsiz özellikleri bu çalışma ile gelecek vaad etmektedir (Kladovasilakis vd., 2023).

Mao ve arkadaşları, latis yapılı tantal protezlerin üç boyutlu tasarımı ve mekanik analizini yapmışlardır. Hastaya özel diz protezinin tasarımı hastaya ait tomografi sonuçlarından elde edilmiştir. Bunu ABAQUS yazılımında kullanmak için sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuştur. Gelecek için ortopedi ameliyatlarında kullanılması umulmaktadır. Tasarım bu amaca yönelik en iyi referanstır. Yedi adet standart silindirler rhombic dodecahedron latis gözenekli yapı şeklinde 900–1500 µm gözenek boyutu ve tel çapları 300–600 µm olan gözenekli tantal üretilmiştir. Ayakta durma ve merdiven çıkma duruşu, analizde protezin üst ucuna kuvvet uygulanmak için baz alınan duruşlardır. Bu nedenle ilk duruş için $F1 = 350 \text{ N}$ ve ikinci için $F2 = 700 \text{ N}$ kuvvet uygulanmıştır. Hastaya özel gözenekli tantal diz eklemi protezi seçimi yapılmıştır. Bu seçim, 600 µm gözenek çapında ve 900 µm tel çapındaki protez olmuştur (Mao vd., 2023).

Rabuan ve arkadaşları, bu çalışma ile total diz artroplastisinde (TDA) streten korunma ve gevşeme gibi sorunlara öneride bulunmuşlardır. Çözüm olarak implant yoğunluğunun insan kemiğine yaklaşık denk gelecek yeni bir implantlar geliştirmektir. Bu yoğunluğu sağlamak için latis yapılara yer verilmiştir. Kaval bileşen, topoloji optimizasyonu ile Ti6Al4V alaşımlı gyroid, elmas ve voronoi olarak üç farklı latis gözenekli yapılarıyla tasarımı yapılmış olup, ardından sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Kaval bileşenin seçilmiş kısımlarına fonksiyonel derecelendirme yapısı uyarlanmıştır. Biyomekanik özelliği kaybetmemesi ön planda tutularak hafifletilmiştir. Kemik yoğunluğuna göre uyarlanmıştır. Bağlı yoğunluğun %50'sini korunmak istenmiştir. Latis birim hücre 3 mm olarak tasarlanmıştır. Düzgün latis yapısı kaval bileşende sabit bir tabaka kalınlığı; diamond için 480 µm, düzgün olmayan da ise 440-710 µm'dir. Düzgün latis yapısı gyroid için 580 µm, düzgün olmayan da ise 520-1150 µm'dir. Düzgün latis yapısı voronoi için 580 µm, düzgün olmayan da ise voronoi 540-850 µm'dir. Kaval yüzeyin üst kısmına 3100 N eksenel

kuvvet uygulanmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. İlk optimizasyonda gyroid ve diamond yapılar için kaval implantın kenarından orta noktasına doğru stres dağılımı oluşur. İkinci optimizasyon aşaması olarak kafes yapılarının fonksiyonel olarak derecelendirilmesi kullanılmıştır. Bu optimizasyonla mekanik ve tasarım özellikleri daha iyi düzeye getirilmiştir. Topoloji optimizasyonu baz alınır, katı kaval ile optimize edilmiş kaval ağırlığı azalmıştır. Bu azalma %40 düzeyindedir. Yoğunluk ise %48 miktarında azalma göstermiştir. Kaval implantın en uygun tasarımı, voronoi latis yapısıdır. Biyomekanik özellik bakımından bu latis yapıya sahip implantın en iyi implant olduğu yazılmıştır (Rabuan vd., 2023).

Zhang ve arkadaşları, titanyum malzemeli geleneksel kaval implantların elastik modülünün insan kemiğine kıyasla daha fazla olması ile stres korumasına sebep olabildiğini söylemişlerdir. Çalışmada, bunu en aza indirmek amacıyla kemik mikro yapısına benzer gözenek yapı kullanılmak istenmiştir. Trabeküler kaval implant bu yapıda yani latis yapıda tasarlanmıştır. Diz eklemi kemik modeli 3-Matic 11.0 yazılımına geçirildi, implant Solidworks 2021 ile tasarlanmıştır. Kişiyeye özgü olacak şekilde tasarlanması ifade edilmiştir. Birim hücreler için yapılan topolojik optimizasyon tasarımında UG 12.0 yazılımı kullanılmıştır. 1 mm x 1 mm x 1 mm boyutlarında, gözenekliliği %60-90 aralığında ve gözenek boyutu 400-800 µm olacak şekilde TO-P1, TO-P2, TO-S1, TO-S2 toplamda dört çeşit birim hücre yapısı ve bunlara ek olarak BCC, rhombic dodecahedron kübik (RDC), çapraz merkezli kübik (DCC), ve FCC toplamda dört çeşit temel hücre yapısı tasarlanmıştır. Sekiz gözenekli yapının mekanik analizi ANSYS Workbench 19.2 yazılımında gerçekleştirilmiştir. Malzeme tanımı Ti6Al4V şeklindedir. Sonuçlarda daha üstün mekanik davranışın, topolojik optimizasyona dayalı dört gözenekli yapıda olduğu görülmüştür. Topoloji optimizasyonu-kesme-2 (TO-S2) yapısının en iyi basınç dayanımı, kayma dayanımı ve geçirgenliğe sahip olmasından ötürü seçilecek en uygun trabeküler yapı olduğu anlaşılmıştır. Gözenekli titanyum alaşımının gözenekliliği ve mekanik özellikleri arasındaki bağlantıyı denetlemek için Gibson-Ashby modeli kurulmuştur. Trabeküler kemik tabakasının elastik modülü alt bölümlere indikçe artmıştır. Kaval gövdeye 0,106-0,202 mm dikme çapına sahip TO-S2 gözenekli titanyum yapının gradyan dolgusu doldurulmuştur. Böylece tekdüze dağılmış gözenekli yapılara sahip insan kemiklerinden daha doğal bir yapıya yakın bir yapının oluşmasına olanak sağlamıştır. Aynı zamanda trabeküler kemik katmanların bağlantılarındaki zayıflıktan doğan,

implantlarda oluşabilecek başarısızlığın önüne geçebileceği anlaşılmıştır. Tasarlanan implantın kemikteki stres durumuna göre uyum sağlayacak latis yapı seçimi yapabilmesiyle kişiselleştirme özelliğindeki iyileştirmeyi vurgulamıştır. Bu yeni kaval implant üç boyutlu olarak basılmıştır. Burada kullanılan teknik seçici lazer tekniğidir (Y. Zhang vd., 2023)

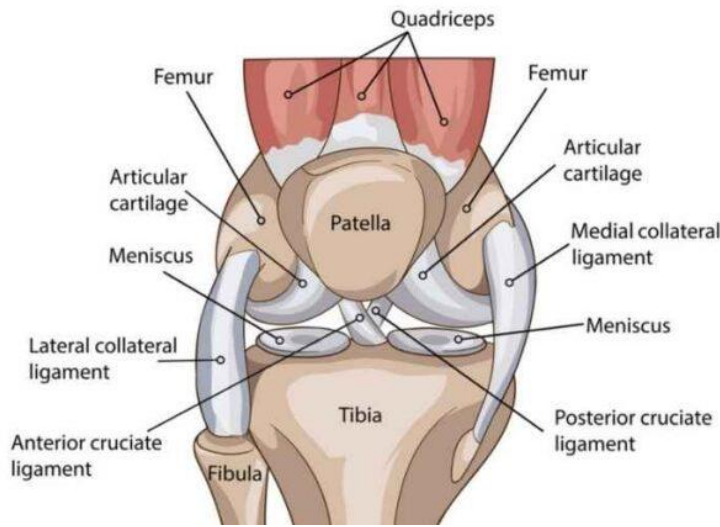
Taheri ve arkadaşları, heterojen ve anizotropik gözenekli, radyal ve eksenel fonksiyonel olarak derecelendirilmiş FGC latis gözenekli yapıda kaval implantlar için titanyum gövdeler tasarlamıştır. Deney tasarımı bazlı çok amaçlı optimizasyon prosedürü uygulanmıştır. Bu prosedür kemik erimesini önlemektedir. Aynı zamanda osseointegrasyonu ve rezorpsiyon potansiyelini en iyi kademeye getiren prosedürdür. Kemik emilimini radyal kademeli tasarım artırmıştır. Oranı %19,4'tür. Rezorpsiyon ve osseointegrasyonu eksenel kademeli tasarım iyileştirmiştir. Oranı %2,22'dir. Gyroid birim latis yapılı hücreler tabanlı kartezyen ve silindirik düzenlemelerinden geliştirilen FGC latislerin deneysel analizi için üretimi gerçekleşmiştir. Teknik olarak seçici lazer eritme kullanılmıştır. Eksenel ve radyal derecelendirilmiş yapılar ise sırasıyla sünek ve kırılğan malzemeler gibi bir davranış sergilemiştir (Taheri vd., 2024).



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diz Eklemi Anatomisi

Diz eklemi, insan vücudundaki en komplike, en güçlü ve en büyük alt ekstremite eklemdir. Sinoviyal eklem özelliği taşımaktadır (J. vd., 2020). Vücudun tüm yükünü taşıması ve insanın gün içerisindeki aktivitelerini gerçekleştirmesine olanak sağlamasıyla önem kazanır. Diz eklemi oluşturur yapılar **Şekil 2.1**'de gösterilmektedir. Bu yapılar kaval(tibia), uyluk(femur) ve diz kapağı (patella) kemiklerinden, eklem kıkırdağı, eklem zarı, menisküsler, kaslar ve iç ve dış yan bağ, ön ve arka çapraz bağlardan (ligament) oluşmaktadır. Fibula kemiği, diz eklemi yapısında direkt olmasa da dış yan bağı taşımasıyla önemlidir (Turan, 2022).



Şekil 2.1. Diz eklemi anatomisi (MD, 2022).

Diz; kaval ve uyluk kondiller arasında bulunan iki tane tibiofemoral eklem ve diz kapağı ile uyluk arasında bulunan patellofemoral eklem olmak üzere **Şekil 2.2**'de gösterildiği gibi üç eklemden oluşmaktadır (J. vd., 2020). Medial (iç taraf) ve lateral (dış taraf) olarak iki farklı bölüme ayrılan tibiofemoral eklem, dizin içe ve dışa doğru dönme hareketini sağlar (Turan, 2022).



Şekil 2.2. Diz eklemleri (Turan, 2022).

Kaval kemiği, diz eklemine ayak bileğine bağlantısını sağlar. Diz eklem yapısı, uyluk kemiğinin iç ve dış kondillerinin karşısına kaval kemiğin iç ve dış eklem yüzeyleri denk gelerek oluşur. Uyluk kemiği, kalçanın dize bağlantısını sağlar. Aynı zamanda vücutta yer alan en uzun ve en sağlam kemiktir. İç ve dış kondil denilen iki kısım uyluk kemiğinin diz bölgesinde yer alır. Uyluğun dış kondili (lateral femoral kondil) dış tarafta bulunduğu bu şekilde adlandırılır. Uyluğun iç kondilleri (medial femoral kondil) dizler birbirine temas ettiğinde birbirine dokunur (Turan, 2022). Diz kapağı kemiği, sesamoid kemiklerin en büyüğüdür. Kuadriseps ve diz kapağı tendonu arasında yer alır. Kemiğin arka tarafının dörtte üçü uyluk kemiğinin trokleası ile eklemleşmiş, dörtte biri bu eklem katılmamıştır (Uluçay, 2005).

Diz eklemine meydana getiren kemiklerin yüzeyleri beyaz bir doku olan kıkırdakla kaplıdır. Diz eklem kıkırdak %65-80 su, %10-20 kollajen ve %10 proteinden meydana gelen bir yapıdır. İçerisinde su oranının fazla olması şekil değişikliği açısından esneklik sağlamaktadır. Bu sayede kıkırdak üzerine yük uygulanıp kaldırıldıktan sonra direkt eski yapısına dönecektir. Bu özelliği dayanıklılığını artırır. Dayanıklı olmasını sağlayan başka bir özelliği, diz eklemine meydana getiren kemik uçlarını örtmüş ve kaygan pürüzsüz özellikte olan kıkırdak dokusudur. Sinoviyal sıvı vasıtasıyla hem oksijen hem de besin ihtiyacını giderir. Sert yapıdadır ve damarlanması olmadığından zor iyileşebilmektedir. İnsanın yaş alması ve eklem kireçlenmesinde kıkırdak özelliğinde farklılıklar gözlemlenir (Turan, 2022).

Sinoviya diğer adıyla diz eklem zarından hafif sarı renkli eklem sıvısı salgılanmaktadır. Bu sıvı diz eklemi kıkırdaklarının yağlanmasını ve beslenmesine yardımcı olmaktadır. Ek olarak eklem hareketi esnasında sinoviyal sıvının sürtünmeyi azaltma özelliği devreye girmektedir. Bu katkısı dizin hareketini

kolaylaştırmaktadır. Kıkırdak yüzeyinin oldukça kaygan olmasını sağlayan bir sıvıdır. Bu özelliği diz hareketinin sorunsuz ve rahat olmasını desteklemektedir. Sıvı miktarı dengeli olmalıdır. Aksi durumda eklem kayganlığı bozulur. Bu da bazı hastalıklara sebebiyet vermektedir (Turan, 2022).

Kıkırdak ve menisküslerin, diz eklemi kemiklerinin birbiriyle uyumsuz ve yassı olma özelliğini dengelemesi en büyük işlevidir. Menisküsler fibroelastik bir yapıdadır. Bu özelliği dize bir yük uygulandığında, bu yükün daha fazla alana yayılmasına olanak sağlar. Böyle bir yapıda olması aynı zamanda gelecek darbelere karşı dayanıklılık sağlar. Dış kenarlarının damarlanması çok iyidir. Menisküsler, medial menisküs ve lateral menisküs olarak iki tanedir. Dizin iç kısmında medial menisküs bulunur. Dizin dış tarafı olan tibiofemoral eklem aralığında ise lateral menisküs bulunur. İki menisküs de kaval kemiğinin eklem yüzeyinde yer almaktadır. Menisküsün yıpranması, yırtılması gibi hasarlar meydana geldiğinde dize yük uygulanması durumunda yük geniş bir alana değil de küçük bir alana baskı yapar. Bu durumda kıkırdak aşınır ve ilerleyen zamanlarda eklem kireçlenmesine sebebiyet verir. Dış kenarlarında bulunan damarların yırtılması ameliyat ile tedavi edilebilmektedir (Turan, 2022).

Dizde bulunan bağlar; iç ve dış yan bağ, ön ve arka çapraz bağlar olmak üzere dört adettir. Bağlar, uç kısımlarının kemiklere yapışmasıyla kemikten kemiğe tutunan sert liflerdir. Esneme sınırı olduğundan çok esnek değildirler. Bağlara sayesinde insanların çömelme, yürüme ve zıplama gibi aktivitelerini gerçekleştirmesinde diz eklemi sabit kalır. Dizin dış yan kısmında dış yan bağ bulunur. Diz eklemine iç doğru açılmasını iç yan bağ özelliği, dış doğru açılmasını ise dış yan bağ özelliği engeller. İç yan bağın bu özelliği eklemin dayanıklı olmasını destekler. Ön çapraz bağ kaval kemiğinin ön tarafa ilerlemesini engeller. Arka çapraz bağ ise arka tarafa doğru kayıp ilerlemesini engeller. Ön çapraz bağ, diz eklemine dönme hareketinde kısıtlama yapar. Arka çapraz bağ ise dizin kaval ve uyluk kemiklerine bağlanır (Turan, 2022).

Kaslar ve bağlar, diz kapağının ve diz eklemine gün içerisinde normal aktivitelerini gerçekleştirdiğinde kaymasını engeller. Kaslar oldukça esnektir. Diğer bir özelliği dayanıklılığının yüksek olmasıdır. İnsanın dizini düz tutmasını sağlayan kas, kuadriseps kasıdır. Bu kas dört kasın birleşmesinden oluşur ve leğen kemiğinden uyluk kemiğin önüne doğru uzanır. Diz kapağı ve tendon üstünden kaval kemiğinin üst-ön kısmına yapışmış haldedir. Hamstring kası, insanın ayağı kalçasına doğru çekmesine ve dizini kıvrımına yardımcıdır. Ayak topuğunu kalçaya dokundururken bu kas

devreye girer. Üç farklı kastan oluşur. Uyluk kemiği kısmında yer alır. Tendon ve kaslar beraber çalışarak çekme kuvveti uygular. Bu kuvvet diz eklemine hareket etmesine olanak tanır. Tendonlar gerilime çok dayanıklıdır. Sert lifli ve esnek özellik taşırlar. Başka bir özelliği ise kasları kemiğe bağlayan yapı olmalarıdır (Turan, 2022).

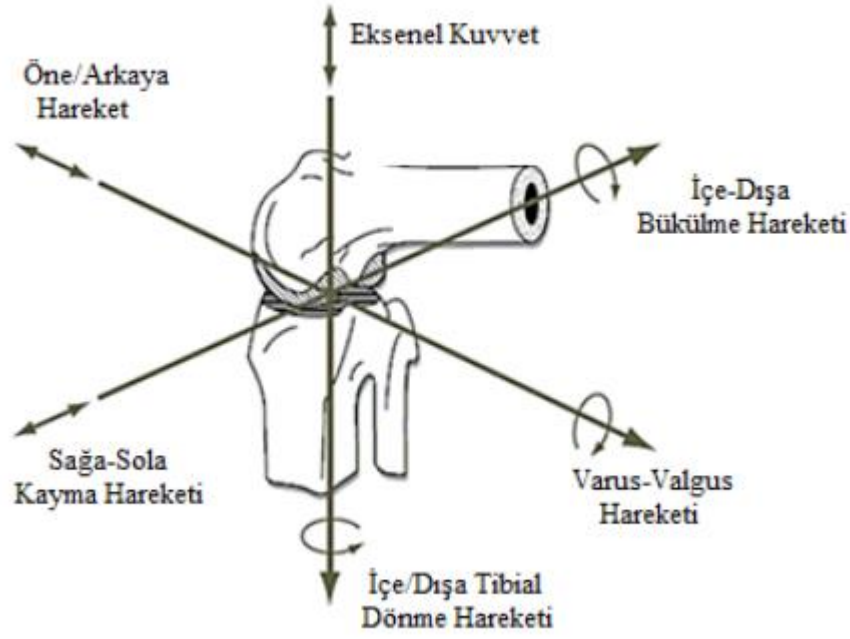
2.2. Diz Eklemi Biyomekaniği ve Kinematiki

Biyomekanik, iç ve dış kuvvetlerin insan vücuduna etki etmesini ve bu kuvvetlerin oluşturduğu tepkiyi inceleyen bilim dalıdır. Hastalıkların ve yaralanmaların ardında bıraktığı sonuçları değerlendirmek, teşhisi söyleyebilme ve tedaviyi doğru uygulayabilmek ve biyomateryal tasarımları ve bu tasarımların biyoyumlu olabilmeleri için biyomekanik ve anatomi bilgisi önemlidir (Başal, 2015; Bircan, 2018).

İnsan vücudundaki en uzun iki kemik arasında yer alan diz eklemi üzerinde vücutta bulunan en güçlü kaslardan olan kuadriseps kasları hareket etmektedir. Diz eklemine insanın günlük hayatını devam ettirebileceği aktivitelerden olan esneme, yürüyüş, dönme ve bunlara ek olarak kuvvetlerin dağıtılması ve sabit kalma gibi biyomekanik özellikleri vardır (Masouros vd., 2010).

Tibiofemoral eklemine oldukça geniş bir hareket aralığı vardır. İki düzlemde birleşik rotasyonlar ile 160°'ye kadar fleksiyona (sagittal düzlemde rotasyon) erişmektedir. Bu eklemli yüzeyler arasında uyumsuzluk oluşturmaktadır. Bu duruma benzer, patellofemoral eklem, insan dizini ekstansiyon durumuna getirme amacıyla üç boyutlu ve karmaşık hareket aralığındadır. Diz eklemine bahsedilen karmaşık mekanizması, geometrinin dengeyi koruyabilmesi için yetersiz olduğunu ifade eder. Ayrıca kas gerilimlerinden ve pasif yumuşak dokudan girdi gerekliliğinden bahseder. Bu büyük kuvvetlerin küçük eklem alanlarına etki ettiğini ifade eder (Masouros vd., 2010).

Diz eklemi, **Şekil 2.3**'te verilmiş olduğu gibi 6 serbestlik derecesine sahiptir. 6 farklı harekete sahiptir. Bu 6 farklı hareketlere zıt hareketler çifti denilmektedir. Bu kendi içlerindeki adlandırmadır (Shenoy vd., 2013).

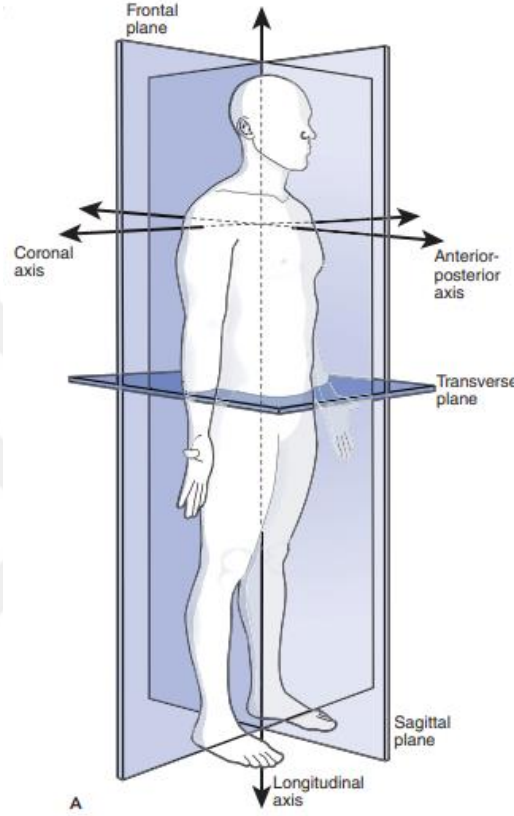


Şekil 2.3. 6 serbestlik derecesine sahip diz hareketleri (Koluvaçık vd., 2019).

Diz fleksiyonu arttıkça uyluk kemiğinde arkaya doğru yer değiştirme hareketi oluşmaktadır. Uyluk kemiğinin bahsedilen kayma-yuvarlanma hareketine “femoral roll-back” denilmektedir. Femoro-tibial temas noktası 14 mm geriye doğru, 0° ile 90° fleksiyon hareketi arasında kaydığı bilinmektedir. Femoral roll-back, arka ve ön çapraz bağların kesişme noktasında bulunan anlık rotasyon merkezinin insan diz eklemi fleksiyonunda posteriora doğru hareket etmesiyle sağlanmaktadır. İnsan dizine vücut ağırlığımızın iki ile beş katı yük biner. Koşma eyleminin gerçekleştiği esnada ise bu yük ağırlığın 24 katına kadar artabilmektedir. Kalça ekstansiyonu sırasında dizde 0° ile 120° arasında değişen aktif bir hareket oluşmaktadır (Uluçay, 2005). Menisküsler ve eklem kıkırdağı 2-5 mm'lik eklem sıkışmasına müsaade eder. Fleksiyon ve ekstansiyona ek olarak 25°-30° rotasyona, ekstansiyonda 6°-8° derece valgus ve varusa olanak sağlamaktadır. 1-2 mm mediolateral translasyona ve 5-10 mm ön-arka translasyona izin vermektedir (Shenoy vd., 2013).

Yürümenin salınım ve duruş fazlarında kuadriseps kası görev almaktadır. Böylece kuadriseps kası diz ekstansiyonunu sağlamaktadır. Diz en yüksek kuvvet değerine 60° fleksiyonda ulaşmaktadır. Patellofemoral eklem, dizin ekstansiyon mekanizmasında yer almaktadır. Kuadriseps kasının kuvvet kolunun büyütülmesinde ve kas kuvvetinin yönünde değişiklik yaparak dizin stabilitesinde de patellofemoral eklem görev almaktadır (Başal, 2015).

Kinematik, bir eklemin hareketini **Şekil 2.4**'te görüldüğü üzere üç düzlemde tanımlamaktadır. Bunlar enine (yatay), sagittal ve frontal (boyuna) düzlemlerdir. Eklem hareket açıklığının klinik ölçümleri, dizin rahat bir ayakta durma pozisyonunda olduğu anatomik pozisyonu ölçüm için sıfır pozisyonu olarak tanımlar (Nordin & Frankel, 2013).



Şekil 2.4. İnsan vücudunda frontal (boyuna), sagittal ve enine (yatay) düzlemler (Nordin & Frankel, 2013).

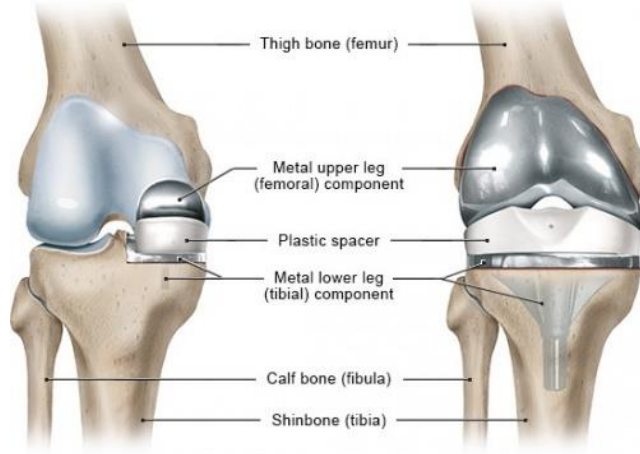
2.3. Diz İmplantı

Total diz artroplastisi (TDA), diz ekleminin kaybettiği işlevini yeniden kazandırmayı ve hastaya yüksek kalitede bir yaşam yaşama imkanı tanıyan günümüze kadarki zaman karşılaştırıldığında başarı yönünden en iyi diyebileceğimiz tıbbi bir müdahaledir. Diz eklemi karmaşık kinematiğiyle, hastaya uygun implantların tasarlanmasını ve bu tasarımların dizin doğal hareketlerini taklit etmesini zorlaştırır. Bu alanda çalışmacılar durmaksızın prosedürü geliştirmeyi hedeflediler. Çeşitli çalışmalar sonucunda TDA, işlevsel iyileşme ve uzun süreli sonuçlar sunabilen bir prosedür haline gelmiştir (Papas vd., 2018).

Diz implantları temel olarak femoral(uyluk) bileşeni, tibia(kaval) bileşeni ve plastik ara parça olmak üzere üç adet parçadan oluşur. Uyluk bileşeni, uyluk kemiğinin (kondil) ucuna yerleştirilen metal bir malzemeden elde edilen başlıktır. Hasar görmüş diz eklem yüzeyinin çıkarılmasının ardından bu bileşen yerleştirilir. Kaval bileşeni, alt bacak üst yüzeyinin yerine yerleşir. Bu parça metal bir alaşımdan meydana gelir. Kaval kemik içerisine yerleşmiş bileşene ait kısa bir sap bulunmaktadır. Polietilenden yapılmış plastik ara parça, uyluk ve kaval bileşen arasında bulunarak menisküsün görevini üstlenmektedir. Böylece diz implantının, diz eklemine doğal görevini yerine getirecek şekilde hareket etmesini sağlamaktadır. Bazı implantlarda bu şekilde sabit bir yatak kullanılmaktadır ama bazılarında ileri geri kayabilen ya da kendi ekseninde dönebilen hareketli bir yatak kullanılmaktadır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

Diz eklemine hasar görüp görmüş olan bir veya birden çok kısmının bulunmasına göre kısmi veya total diz implantı tercih edilebilmektedir. **Şekil 2.5**'te her iki implant da yer almaktadır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

Kısmi diz implantında uyluk kemiğinin alt ve üst ucunun yalnızca bir tarafına implant yerleştirilir. Bu medial veya lateral kondil olabilir. Bu implant ameliyatının gerçekleşmesi için önemli nokta çapraz bağların, iç ve yan bağların üçünün sağlam olması gerekmektedir. Bu ameliyatın diğer adı, zamanda tek bölmeli diz artroplastisidir. Bu implantlar ile büyük yanlış hizalamalar düzeltilememektedir. Bu hizalamalardan kasıt, gözle görülür çarpık dizler veya bacaklardır. Ameliyatın ilk yılından sonra hastaların yaklaşık %3'ünde komplikasyon görülür (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

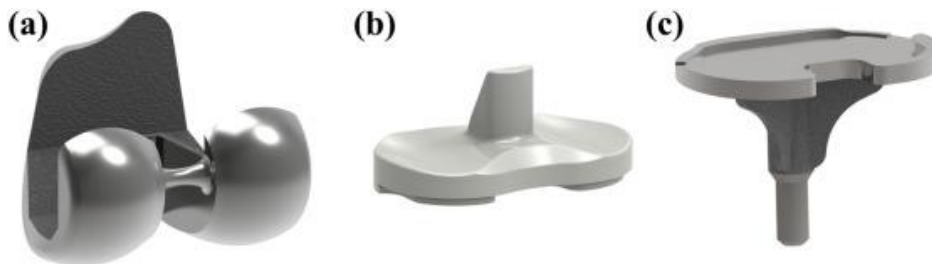


Şekil 2.5. Sırasıyla; kısmi diz implantı, total diz implantı (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

2.3.1. Total diz implantı

Total diz implantını oluşturan parçalar **Şekil 2.6**’da yer aldığı sırasıyla uyluk bileşeni, plastik ara parça ve kaval bileşendir. Bu implantta kaval kemiğinin üst kısmına kaval bileşen ve uyluk kemiğinin alt ucuna uyluk bileşeni yerleştirilir. Uyluk ve kaval bileşen arasına ise plastik ara parça yerleştirilir. Diğer adı total diz artroplastisidir. Ameliyatın birinci senesinin bitiminde hastalarda komplikasyon görülür . Komplikasyon görülen hasta yaklaşık %5 civarındadır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

İmplantın her parçasında aseptik gevşeme meydana gelebilmektedir. Aseptik gevşemenin implant başarısızlığını etkilediği söylenmektedir. Hatta en büyük sebebi olduğu da bilinmektedir. Kaval bileşende uyluk bileşene kıyasla daha sık bu durum görülebilmektedir. Buradan kaval bileşenin aseptik gevşemeye daha yatkın olduğunu anlaşılmaktadır (Howard vd., 2014).



Şekil 2.6. Total diz implantı; (a) uyluk bileşeni; (b) plastik ara parça; (c) kaval bileşeni (Koh vd., 2019).

Total diz implantının farklı çeşitleri bulunmaktadır. En uygun tip; yanlış hizalama, kasların ve kemiklerin hali ve bağların stabilitesi gibi seçeneklere bağlıdır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

Kısıtlamasız (örneğin çapraz tutuculu) implantlarda üst ve alt kısım birbirine bağlanmaz. İmplantın medial ve lateral bağlarının sabit olması, implant işlevselliği için gerekmektedir. Çünkü bu bağlar dizin döndürülmesi, düzleştirilmesi ve bükülmesi gibi hareketlerini koordine etmektedir. Çoğunlukla ön çapraz bağ implant yerleştirilmeden önce çıkartılmaktadır. Bu bağ genellikle yıpranmaktadır. Sebebi osteoartrittir (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

Yarı kısıtlı (örneğin arkadan stabilize edilmiş) implantlar, arka çapraz bağ yeterli miktarda sabit değilse ve yenilenmesi şartsa tercih edilmektedir. Çapraz bağların yerine stabilite sağlayacak şekilde iki bileşen bir çeşit menteşe ile birbirine bağlanmaktadır. Burada menteşe, implantın ne miktarda düzeltilebileceğini ve bükülebileceğini belirlemeye yardımcı olmaktadır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

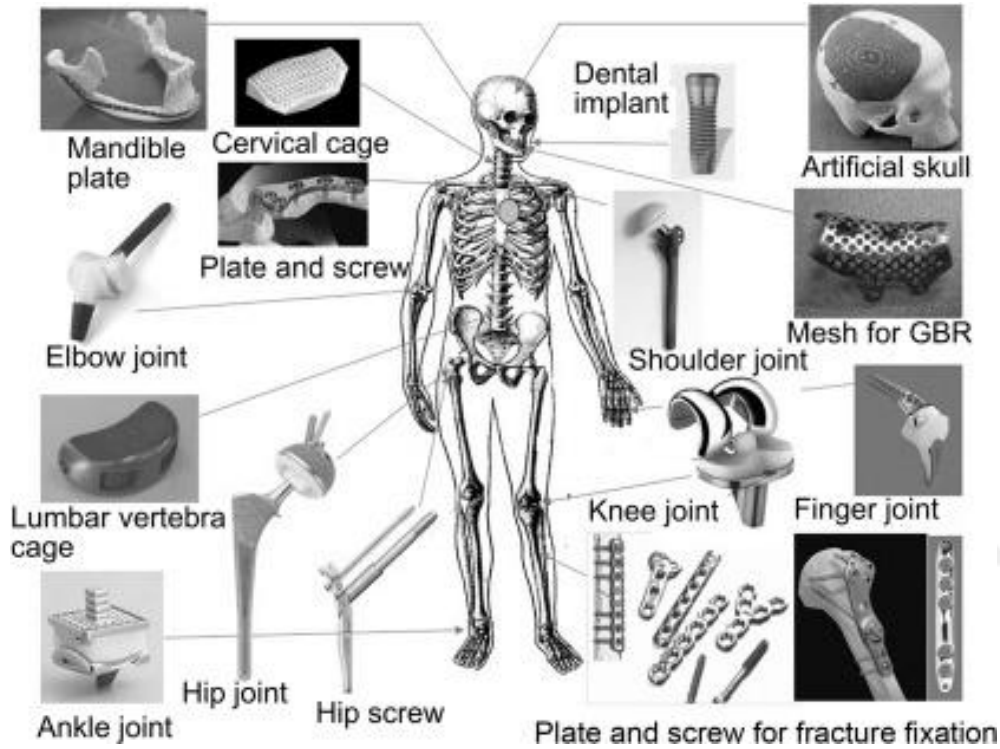
Kısıtlı ya da menteşeli implantlarda ise iki bileşenin birbirine bağlanması menteşeli bir tür mekanizmayla sağlanmaktadır. Bunun için de uzun bir sap kullanılmaktadır, böylece her iki kemiğe de bağlantısı yapılmaktadır. Bu implant türü hem medial hem de lateral ligamanların olması gerektiği gibi stabil olmamasından dolayı kullanılmaktadır. Başka sebepler olarak ciddi yanlış hizalamaları ve zayıf kemik durumu söylenebilmektedir (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

Diz implantları bileşenlere sabitlenmesi açısından da farklılık göstermektedir. Çimentolu eklem implantları, iki bileşenli özel bir yapıştırıcıyla sabitlenir. Bu yapıştırıcıya kemik çimentosu denilmektedir. Çimento özelliği taşımamakla birlikte sentetik bir yapıştırıcıdır. Çimentosuz eklem implantlarında ise çimentosuz parçalar kemiğe yerleştirilir. Özel, pürüzlü bir yüzey veya kaplama vasıtasıyla kemiğin parçanın kendi üstünde yavaş yavaş büyümesine olanak sağlamaktadır (“Osteoarthritis of the knee”, 2019).

2.4. Total Diz İmplantında Kullanılan Malzemeler

İmplantların uzun zaman diliminde başarı elde etmiş olması için kullanılacak biyomateryallerin seçimi çok önemlidir. Biyolojik performansı en iyi hale getirme amacıyla olumlu olmayan tepki vermesi, biyouyumlu bir malzeme seçimiyle

engellenmelidir. Biyolojik ortamın tam anlamıyla kabul ettiği malzeme yoktur (Saini vd., 2015). Neredeyse ortopedik implant malzemelerinin hepsi ticari malzemelerdir. Malzemelerin her zaman tıpta kullanıma uygun hale getirilmesi şarttır. İmplantlarda kullanılan malzemelerin büyük çoğunluğunda titanyum bazlı alaşımlar (Ti-6Al-4V), kobalt-krom alaşımları (CoCrMo), ve paslanmaz çelik (316L) kullanılmaktadır (Buechel & Pappas, 2015; Papas vd., 2018). Bu malzemelerin kullanıldığı bazı implantlar Şekil 2.7’de verilmiştir.



Şekil 2.7. İnsan vücudunda kullanılan bazı implantlar (Matsushita & Takahashi, 2019).

Tablo 2.1’i incelediğimizde Ti6Al4V malzemenin elastik modülü paslanmaz çeliğin yarısına yakın, kortikal kemiğin ise yaklaşık 7 katıdır. Paslanmaz çelik ile Co-Cr alaşımlarının elastik modülleri kemik elastik modülünden yaklaşık olarak 10 katıdır. Bunun gerilme kalkanına sebebiyet verdiği belirtilmiştir. Ama Ti6Al4V malzemenin gerilme kalkanı riski diğer malzemelere göre düşüktür (Hussein vd., 2015).

Tablo 2.1. Kortikal kemik ve biyomalzemelerin mekanik özellikleri (Hussein vd., 2015).

Malzeme	Elastik Modülü (GPa)	Akma Dayanımı(MPa)
Paslanmaz çelik	190	221-1213
Co-Cr alaşımları	210-253	448-1606
Titanyum (Ti)	110	485
Ti-6Al-4V	116	896-1034
Kortikal kemik	15-30	30-70

2.4.1. Titanyum malzeme

Titanyum alaşımları ve saf titanyum 1950'den itibaren biyomedikal sektöründe en fazla tercih edilmiş olan malzemelerdendir. İmplantlar, cerrahi aletler, artroplasti ve kemik replasmanı ve sağlık ürünlerinde kullanılmaktadır. Biyouyumluluğu yüksek malzeme özelliği taşıdığından insan vücudunda kullanımında herhangi bir sakınca yoktur. Titanyum çok iyi korozyon direncine, daha düşük Young modülüne, uzun yorulma ömrüne, mükemmel mekanik tribolojik özelliklere ve antibakteriyel özelliklere sahiptir. Bu nitelikleri özellikle implant malzeme olarak tercih edilmesinde onu ön plana çıkartmaktadır. Yüksek mukavemetli titanyum alaşım üretilmesine de olanak sağlamaktadır. Başka bir özellik olarak osseointegrasyonu desteklemesi söylenebilmektedir. Yani bir ek yapıştırıcıya gerek kalmadan implant bölgesinde bulunan canlı kemikle fiziksel bağ kurabilmektedir (Sarraf vd., 2022). Ti6Al4V elastik modülü 113 GPa 'dır. Kortikal kemik elastik modülü 2-20 GPa aralığındadır (L. Zhang vd., 2017). Kortikal kemik ve implant ara yüzeyindeki gerilme kalkanını sağlamaktadır(Tan vd., 2017).

2.4.2. Kobalt malzeme

Kobalt alaşımları 1930'lu yıllardan itibaren kullanımdadır. Yarım yüzyıldan fazladır implant malzeme olarak kullanılmaktadır. Aşınmaya dayanıklıdır. Kabul edilebilir düzeyde biyouyumluluk özelliğindedir ve biyouyumluluğu titanyum malzemeye benzer şekilde sert oksit filminin oluşmasından kaynaklanmaktadır. Ama titanyumdaki gibi bu film hızlı oluşmaz ve kendini onaramaz. Sıcaklığa ve korozyona dayanıklıdır. Ancak küçük derecede korozyon salınımı oluşturmaktadır (Buechel & Pappas, 2015). Düşük sertlik ve yüksek yorulma direncine sahiptir. Paslanmaz çelik ile karşılaştırılması yapıldığında en iyi bir seçenek olduğu görülmektedir (Pande & Dhatrak, 2021).

2.4.3. Paslanmaz elik malzeme

Oda sıcaklığında, çoğunlukla gövde merkezli kübik kristal yapıda bir alaşımdır. Malzemede karbon içeriğinin artması korozyon direnci azaltacaktır. Paslanmaz elik malzemelerin korozyon direncini artması amacıyla malzemenin tüm parçalarının kimyasal olarak temizlenmesi gerekmektedir. Yüzeyde biriken yabancı maddeleri temizlenmelidir (Buechel & Pappas, 2015).

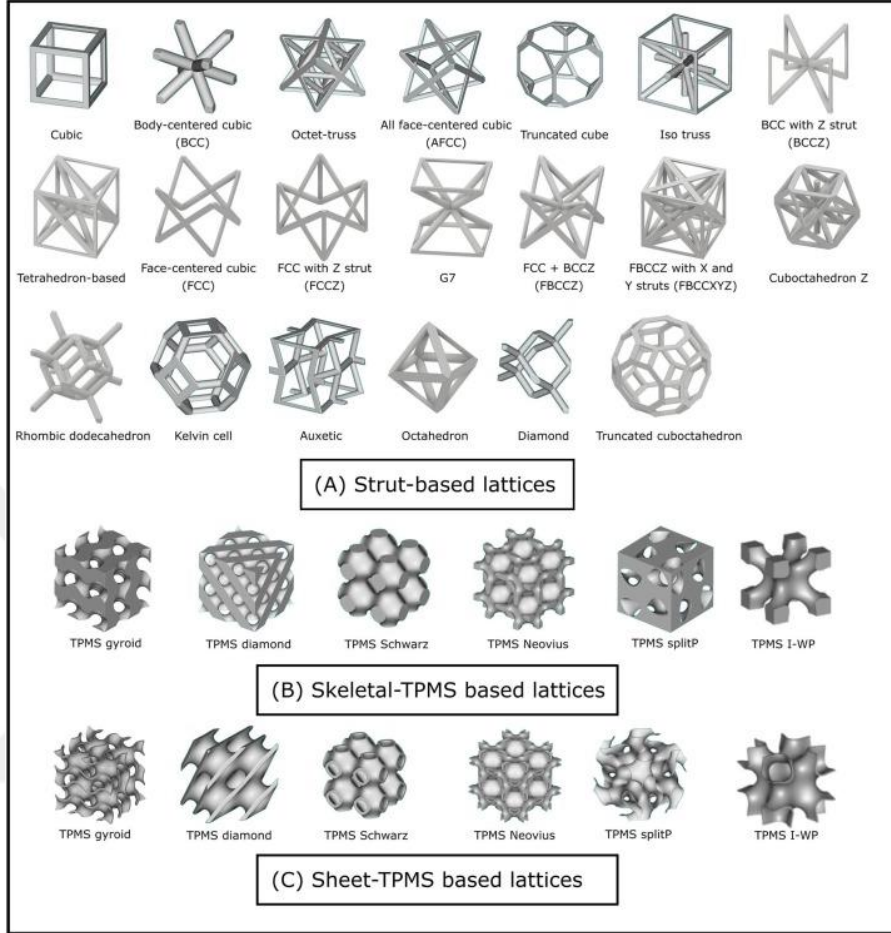
2.5. Latis Yapılar

Birçok malzeme hücresele yapı niteliğindedir. Trabeküler kemik, tahta, sünger ve mantar hücresele katılardandır. Latis yapılar katı kenarları ve yüzleri olan prizmatik veya çok yüzölü hücrelerden oluşmaktadır. Belirli bir alanı doldurma amacıyla bu hücrelerin birikmesinden latis yapılar meydana gelmektedir. Farklı uygulama alanlarında latis yapılar eşsiz özelliklerini sunarak kendini öne çıkartmaktadır. Bu özellikleri; parçanın hafif yapıda olmasını sağlaması, basma kuvveti uygulandığında yüksek gerilimlere oldukça dayanıklı olması, akustik sönümleme, sıvı akışı olanağı, ısı iletkenliğinin iyi olması ve ısı yalıtımı bakımından çok iyi olmasıdır. Hücresele katı yapılarına duyulan merak zaman geçtikçe artış olduğu görölmekte ve farklı alanlarda, farklı malzemelerde çalışmalara dahil edilmektedir. Analiz ve görüntüleme teknikleri, yapıların nitelikleri hakkında daha da detaylı bilgiye ulaştırmaktadır (Gibson, 2003). Mühendislik uygulamalarında kullanılan farklı modellerin mukavemet, tokluk, sertlik ve dayanıklılık özelliklerinin iyileşmesini sağlayacak mekanik özellikler sunmaktadır (Schaedler & Carter, 2016).

Latis yapıları Şekil 2.8’de görüldüğü üzere mekanik ve biyolojik özellikleri açısından kiriş tabanlı, üçölü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) ve TPMS tabanlı latis yapılar kendi içerisinde iskelet ve levha olarak ayrılmakta olup toplamda üçe ayrılmaktadır (Benedetti vd., 2021).

Kiriş tabanlı latis yapılar, Şekil 2.8’in ilk üç satırında yer almaktadır. Bu yapıların temelini kübik latis yapısı oluşturur. Kübik yapıların strut ve düğüm sayıları değiştirilerek yapılar elde edilir. İstenilmekte olan mekanik özelliğı ve yoğunluğu sağlaması için kübik yapıda değışiklikler yapılmaktadır. Bu latis yapıların tasarım mantığı, birim hücre kenarı ya da köşesinde yer alan düğümlerden kirişlerle birbirine bağlanmasıdır (Benedetti vd., 2021). Desenlerin oldukça sade ve basit oluşu, tasarım özgürlüğü sunmaktadır. Bu da tasarım konusunda sınırsız olanak olduğunu

göstermektedir. Basit kübik, vücut merkezli kübik (BCC) ve yüz merkezli kübik (FCC) gibi latis yapılar, kiriş tabanlı latis yapılarının temeli ve üzerinde en fazla çalışılmış tasarımlardandır (Li vd., 2024).



Şekil 2.8. Latis yapı çeşitleri (A) Kiriş tabanlı latis yapılar, (B) İskelet ve (C) Levha üçlü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) tabanlı latis yapılar (Benedetti vd., 2021).

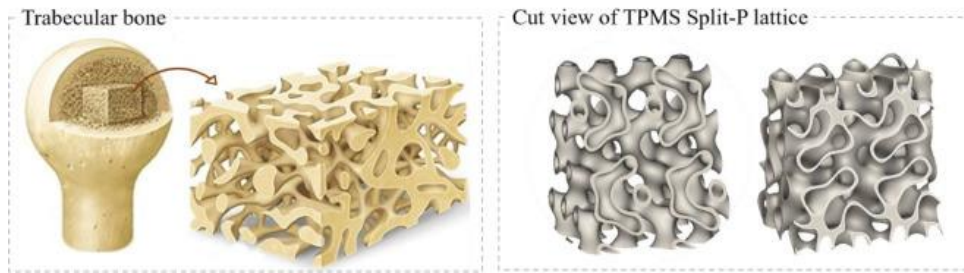
Üçlü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) tabanlı latis yapılar, iskelet ve levha olarak iki çeşittir. Katlanmış yüzeyleri olmayan ve kendiliğinde kesişen matematiksel formüller kullanılarak oluşan yüzeylerdir. Matematiksel tanımı için seviye kümesi yaklaşımı tekniği kullanıldığı görülmektedir. Yüzey eğriliği ortalaması sıfırdır. TPMS de iç içe geçmiş ve kompleks yapıda olan minimal yüzey, yapının hacmini ikiden daha çok olacak şekilde kıvrımlı alana bölmektedir. Bu alanlar bir bağlantılı olacak şekildedir ve sonsuz bileşendedir. Latis üretiminin yapılması durumunda birinci tercih olan latis yapılardandır. Gyroid, Diamond ve Schwarz latis yapılarıyla yapılmış çalışmalar oldukça fazladır. Tercihin bu modellerden yana olma sebebi çok fazla topolojik özelliği olması ve üç boyutlu üretim için geometrileri oldukça uygundur.

Daimî kavisli yüzey geometrilerinden oluşmaktadır. TPMS, kendi içerisinde iskelet ve levha olarak ikiye ayrılmıştır. Bu iki latis yapı için matematik formüllerinde iki farklı teknik kullanılmaktadır. İskelet latis yapısında TPMS'den ayrılarak oluşturulan hacim katı yapı oluşturması için doldurulmaktadır. Levha latis yapısı ise katı yapının oluşması için kalınlaştırılmaktadır. TPMS tabanlı latis yapılar yorulma mukavemetini artırıcı özelliktedir. Aynı zamanda yapı özelliği gereği gerilmeyi azaltmaktadır. Bunu sağlayan özelliği, süreksizlik ve eğrilik noktalarının eksik olmasıdır (Benedetti vd., 2021). İskelet latis yapıları, pürüz özelliği barındırmayan kiriş tabanlı latis yapılarla benzerliği vardır (Li vd., 2024).

TPMS tabanlı latis yapısı ile bazı özellikler elde edilebilmekte ama dikme tabanlıda elde edilememektedir. İki latis yapısı bu yönüyle ayrılmaktadır ve üretim konusunda tercih edilme sebebini belirtmektedir. Bu özellikler; yorulma direnci, enerji emilimi ve basınca karşı dayanıklılığıdır (Rezapourian vd., 2022).

Rhombic dodecahedron latis yapısı, dışbükey bir çok yüzlüdür. Yüzleri aynıdır. 14 köşesi ve 24 kenarı bulunmaktadır. Kenarların her biri aynı uzunluktadır. Bu latis yapısının 12 tane uyumlu eşkenar dörtgen yüzü vardır (Akbulut vd., 2023).

İmplantların vücudumuzda uzun ömürlü kullanımı için implant-kemik ara yüzeyinde biyolojik geçiş sağlanmalıdır. Bu geçiş gözenekli yapıya sahip implantlarla sağlanması daha kolaydır. Bu nedenle Chang ve arkadaşları implantın kemik ile arasındaki oksijen ve besin tayini için en uygun latis yapıyı elde etmeyi amaçlamışlardır. Yeni bir model sunmuşlardır (Chang vd., 2013).

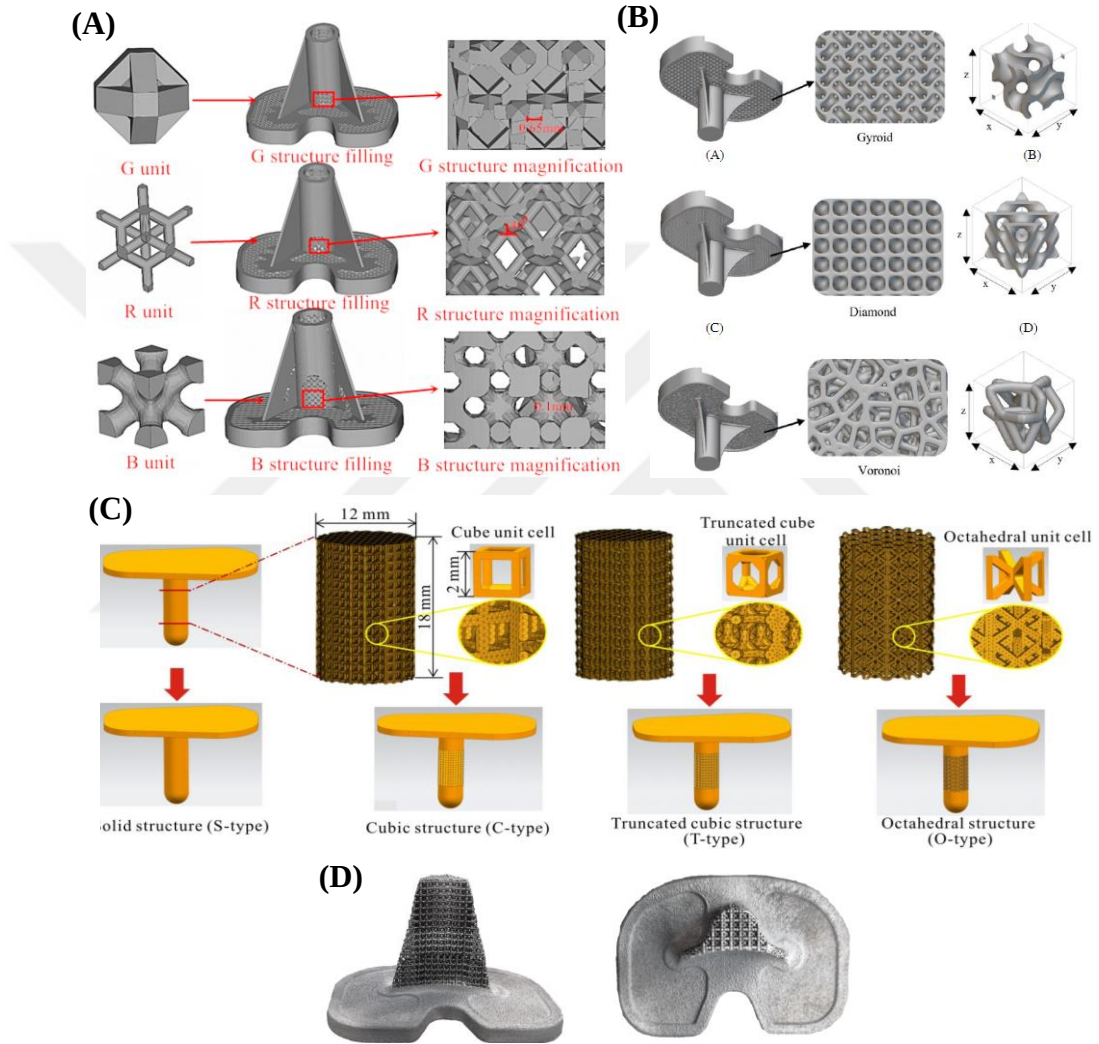


Şekil 2.9. Trabeküler kemiğin gözenekli yapısının şematik gösterimi ve trabeküler kemik morfolojisine benzeyen TPMS Split-P latis yapısı görünümü (Rezapourian vd., 2022).

İnsan trabeküler kemiği, birbirine bağlı destek ve plakalardan oluşmuş, gözenekli hücresel yapılardır. Destek ve plakalar oldukça karmaşıktır. TPMS tabanlı latis yapısı, kiriş tabanlı latis yapısına kıyasla trabeküler kemiğin bu karmaşık mimarisine en çok

benzeyevidir. Şekil 2.9’da bunu kanıtlar nitelikte şematik gösterim mevcuttur. Split-P TPMS latis yapısı trabeküler kemiğin morfolojisine benzemektedir (Rezapourian vd., 2022).

Farklı tasarımlarda kaval bileşenlerin çeşitli latis yapılarıyla doldurulması sonucu elde edilen üç boyutlu kaval bileşen tasarım örnekleri ve üretilmiş bir kaval bileşen örneği Şekil 2.10’da yer almaktadır.

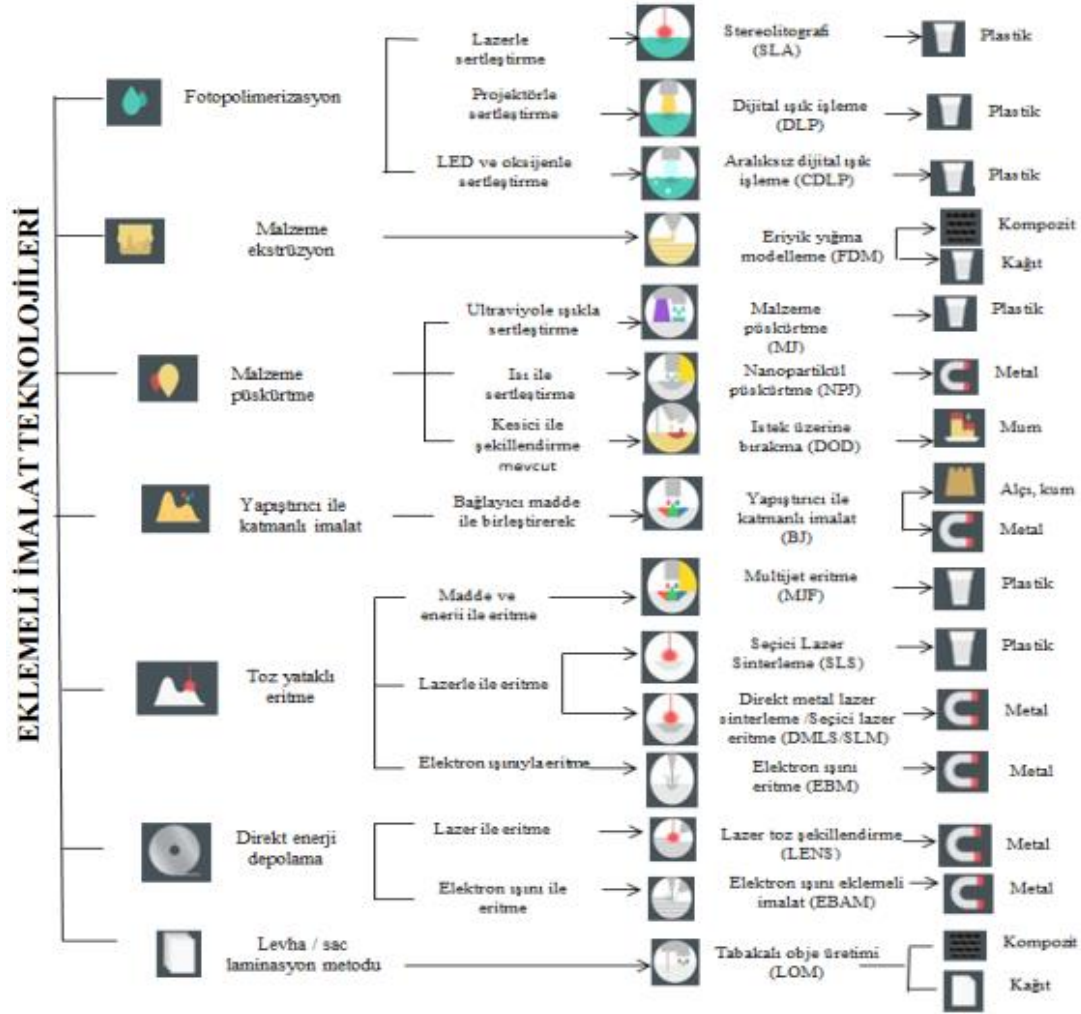


Şekil 2.10. (A); Kaval bileşenin üç farklı latis yapısı ile doldurulması (Guoqing vd., 2021), (B); üç farklı latis yapıda tasarlanmış kaval bileşen (Rabuan vd., 2023), (C); kaval bileşen gövdenin orta bölümü için farklı dört latis yapısı (M. Zhang vd., 2022), (D); trabeküler kaval implant (Y. Zhang vd., 2023).

2.6. Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim, CAD programı üzerinde üç boyutlu olarak modellenmiş bir modelin, fiziksel parça elde etme işlemidir. Bu işlemde katman katman malzemeler

birleştirilmektedir (Özer, 2020). ASTM F42 standardına göre Şekil 2.11’de gösterildiği gibi eklemeli üretim yediye ayrılmaktadır.

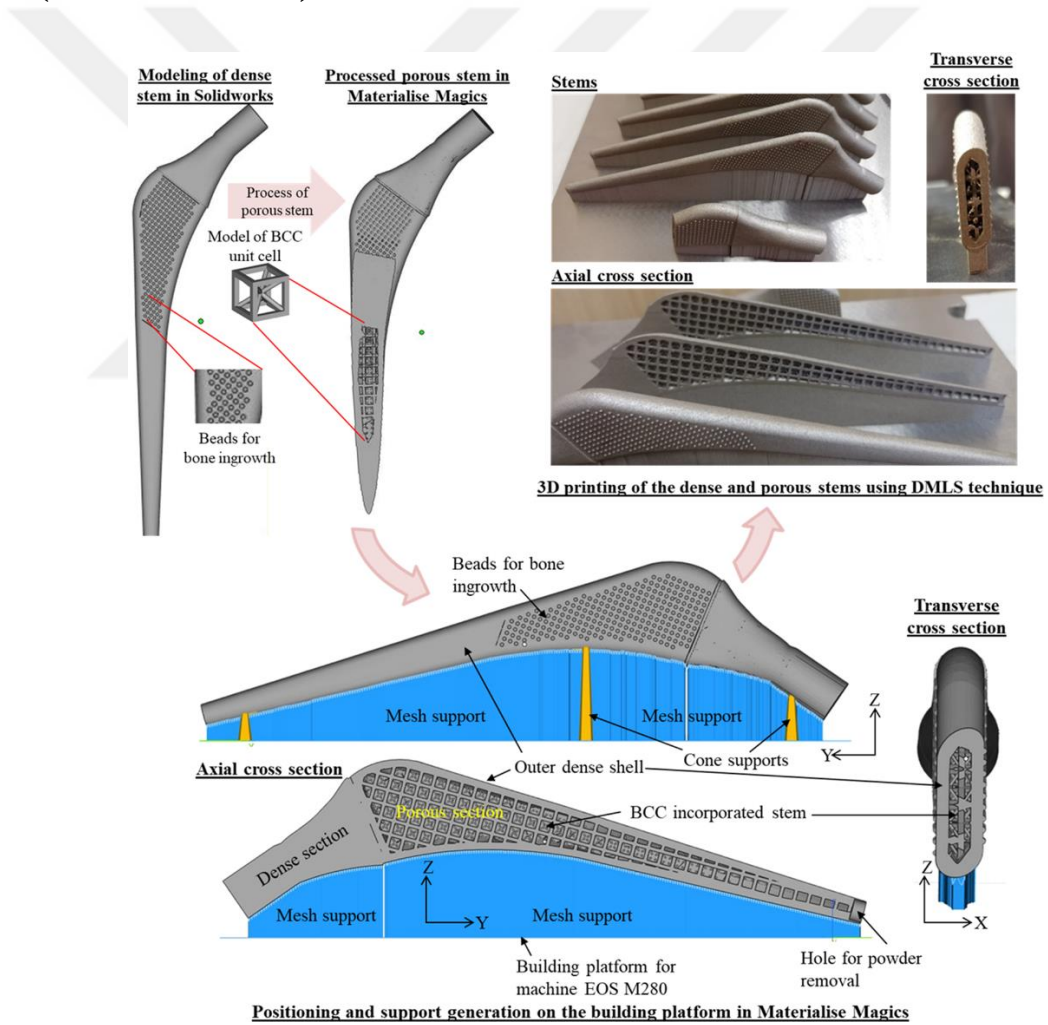


Şekil 2.11. Eklemeli üretim tekniklerinin ASTM F42 standardında sınıflandırılması (Yalçın & Ergene, 2017).

Gelecekte varlığını sürdürmesi beklenen, şu anda birçok sektörde kullanılan bir üretim tekniği olmasından sebep oldukça önemli bir konuma sahiptir. Sağlık, havacılık, enerji, inşaat, otomotiv ve uzay gibi sektörlerde önemli gelişmelere katkı sağlamıştır (Özer, 2020). Geleneksel üretim tekniklerinde bazı kısıtlamalar mevcuttur. Eklemeli imalat tekniği bu konuda özgürlük sunmaktadır. Bu özelliği sayesinde karmaşık yapıların üretiminde tercih edilmektedir. Biyolojik olarak taklit edilebilen karmaşık yapıların ve hücresel mimari malzemelerin üretimi bu teknikle gerçekleştirilebilmektedir. Üç boyutlu üretim tekniklerindeki gelişmeler gözenekli latis yapıların biçimlendirilmesine sonsuz imkan sunar (Schaedler & Carter, 2016; Yuan vd., 2019).

Latis yapılarına birçok endüstride yer verilmektedir. Bunlardan birisi biyomedikal endüstrisidir ve bu alanda gözenekli yapıların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Aseptik gevşeme problemlerinin azalması, doku oluşumunun desteklenmesi ve gerilme kalkanı gibi üstün özelliklerinden ötürü bu yapıların özelliğinden en fazla implantların tasarımları ve üretimlerinde faydalanılmaktadır. Üretim aşamasında ise en çok eklemeli üretim yöntemi karşımıza çıkmaktadır. Bu üretim tekniği, üretilecek parçanın mekanik özelliklerini iyileştirmeyi ve biyolojik iyileşmesini hızlı bir şekilde ilerletmeyi desteklemektedir (Murat vd., 2019).

Eklemeli üretim tekniği üretilmiş bir implant örneği Şekil 2.12’de gösterilmektedir. Femur sapı, BCC latis yapıda tasarlanmış ardından DMLS tekniğiyle üretilmiştir (Mehboob vd., 2020).



Şekil 2.12. DMLS tekniği kullanılarak üretilmiş latis yapıda tasarlanmış femur sapı (Mehboob vd., 2020).

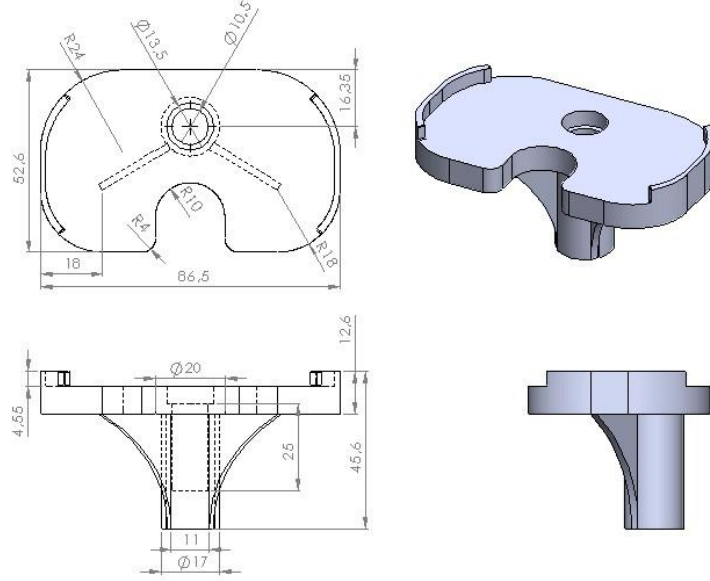


3. KAVAL BİLEŞEN TASARIMI VE ANALİZİ

Tez çalışmasının ana malzemesi olarak total diz implantı kaval bileşen kullanılacaktır. Kaval bileşen ve kaval kortikal kemik modelleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarından SolidWorks (2023)'ta üç boyutlu model olarak tasarlanmıştır. Çalışmanın ana amacı latis gözenekli yapılar ile kaval bileşenin doldurulması işlemidir. BCC, ve truncated octahedron rhombic dodecahedron olmak üzere farklı latis yapısı seçilmiş ve kaval bileşen latis yapılar ile yeniden tasarlanmıştır. Bu amaç için Creo Parametric 10.0.0.0 yazılımı özelliğinden destek alınmıştır. Buradan elde edilen üç adet latis yapılı kaval bileşen modeller ve kaval bileşen modeli analize hazır hale getirilmesi için Hypermesh (2019) yazılımına aktarılmıştır. Geometri düzenleme ve hataları giderme işlemi, malzeme özelliklerinin tanımlaması, sınır koşullarının belirlenmesi ve mesh yapısının oluşturulması adımları burada yapılmıştır. Tamamlanan işlemlerin ardından son adım olan sonlu elemanlar analizi adımına geçilmiştir. Abaqus/CAE (2019) yazılımı üzerinden modellerin sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Çalışmada ilk olarak, kaval bileşen ve üç farklı latis yapılı kaval bileşen modellerin analizleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu latis yapılar arasında seçim yapılmış olup, rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen modeliyle çalışmaya devam edilmiştir. Rhombic dodecahedron latis yapıda üç farklı gözeneklilik değerinde toplamda üç adet model tasarlanmış, analizleri gerçekleştirilmiştir. Literatüre en uygun gözeneklilik değerine sahip model ile bir sonraki adımı olan Bölüm 4'te çalışmaya devam edilmiştir.

3.1. Kaval Bileşen ve Kaval Kortikal Kemik Modellerinin CAD Tasarımı

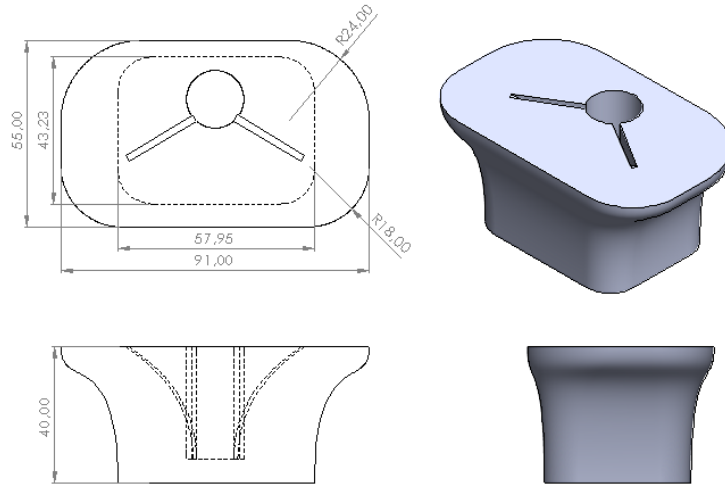
Kaval bileşen tasarımı için Rabuan ve arkadaşlarına ait çalışma (Rabuan vd., 2023) referans alınmıştır. Bu bilgiler doğrultusunda üç boyutlu CAD tasarımı SolidWorks (2023) programında tasarlanmış, .step dosya formatında kaydedilmiştir. **Şekil 3.1'**de bileşene ait teknik çizim bilgisine yer verilmiştir.



Şekil 3.1. Kaval bileşene ait teknik resim görüntüsü (üst, izometrik, ön, sağ yan görünüşleri).

Kaval kortikal kemiğin üç boyutlu CAD tasarımı SolidWorks (2023) programında tasarlanmış, .step dosya formatında kaydedilmiştir. Bu tasarım kaval bileşen tasarımına göre yapıldığından SolidWorks combine komutundan yararlanılmıştır.

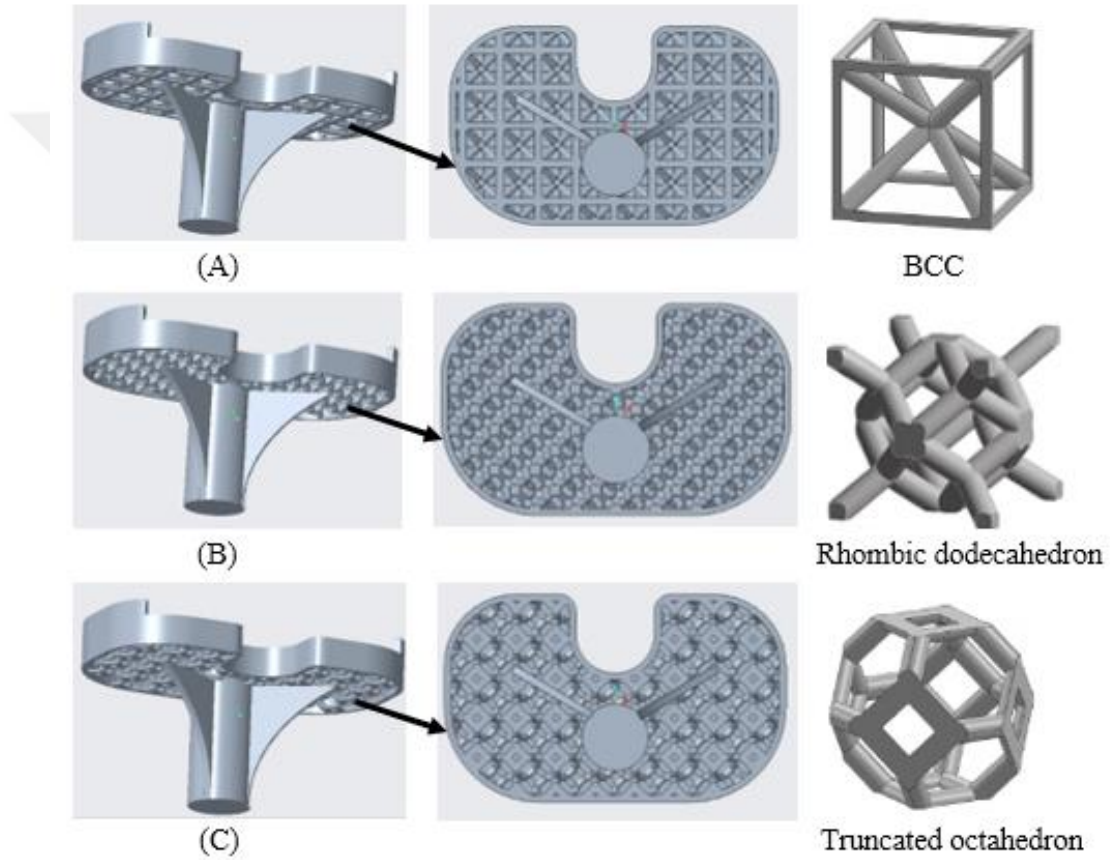
Şekil 3.2’de kemiğe ait teknik çizim bilgisine yer verilmiştir.



Şekil 3.2. Kaval kortikal kemiğe ait teknik resim görüntüsü (üst, izometrik, ön, sağ yan görünüşleri).

3.2. Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Tasarımı

Kaval bileşen üç farklı latis gözenekli yapı ile doldurulacak ve üç model elde edilecektir. Bu amaç doğrultusunda BCC, rhombic dodecahedron ve truncated octahedron olmak üzere üç farklı latis yapısı seçilmiş ve kaval bileşen bu latis yapılar ile yeniden tasarlanmış, .step dosya formatında kaydedilmiştir. Üç latis yapısının da hücre boyutu 10 mm, strut çapı 2 mm olarak seçilmiştir. Bu tasarım aşamasında Creo Parametric 10.0.0.0 yazılımı özelliğinden yararlanılmıştır. Yeni modellere ait görseller Şekil 3.3’de yer almaktadır.



Şekil 3.3. (A); BCC latis yapılı kaval bileşen, (B); Rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen, (C); Truncated octahedron latis yapılı kaval bileşen.

Modellerin latis yapılar ile doldurulmasının artısı modellere gözenek özelliği sayesinde hafiflik sağlamasıdır. Bu üç modelin hacminin katı kaval bileşen modeli hacmi ile karşılaştırıldığında latis yapıda üç modelin de hacminin azaldığı görülmektedir. Üç modelin gözeneklilik değerleri aşağıda verilen Denklem 3.1 (C. Wang vd., 2022) kullanılarak hesaplanmıştır. P gözeneklilik, V katı kaval bileşen hacmi ve V_s latis yapılı kaval bileşen hacmine karşılık gelmektedir.

$$P = \left(1 - \frac{V}{V_s}\right) \times 100 \quad (3.1)$$

BCC latis yapıda kaval bileşenin gözenekliliği %59,44, rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşenin %60,16, truncated octahedron latis yapılı kaval bileşenin %67,18 olarak hesaplanmıştır.

3.3. Kaval Bileşen ve Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Sonlu Elemanlar Analizi

Bu aşamada, kaval bileşen ve üç adet latis yapılı kaval bileşen modellerinin sonlu eleman modelleri oluşturulacak ve analizleri gerçekleştirilecektir. Modeller .step dosya formatında Hypermesh (2019) yazılımına aktarılmıştır. Kaval bileşen simetrik bir model olmasından dolayı modeller ikiye kesilerek analizleri gerçekleştirilmiştir. Geometri düzenleme ve hataları giderme işlemi, malzeme özelliklerinin tanımlanması, mesh yapısının oluşturulması, sınır koşullarının belirlenmesi adımları burada yapılmıştır.

3.3.1. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Kaval bileşen, BCC latis yapılı kaval bileşen, rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen, truncated octahedron latis yapılı kaval bileşen modellerinin malzeme özellikleri Hypermesh (2019) yazılımı üzerinden tanımlanmıştır. Dört model için de Ti6Al4V malzemesi tanımlanmıştır. Malzeme bilgileri, kaval bileşen tasarımı için referans olarak alınan Rabuan ve arkadaşlarının çalışmasından elde edilmiş olup, Şekil 3.4'te de görüldüğü gibi Elastisite modülü 113.8 GPa ve Poisson oranı 0.342 olarak kaydedilmiştir (Rabuan vd., 2023).

E(1)	NU(1)	Temp(1)
113800.000	0.342	0.000

Şekil 3.4. Malzeme özelliklerinin tanımlanması.

3.3.2. Mesh yapısının oluşturulması

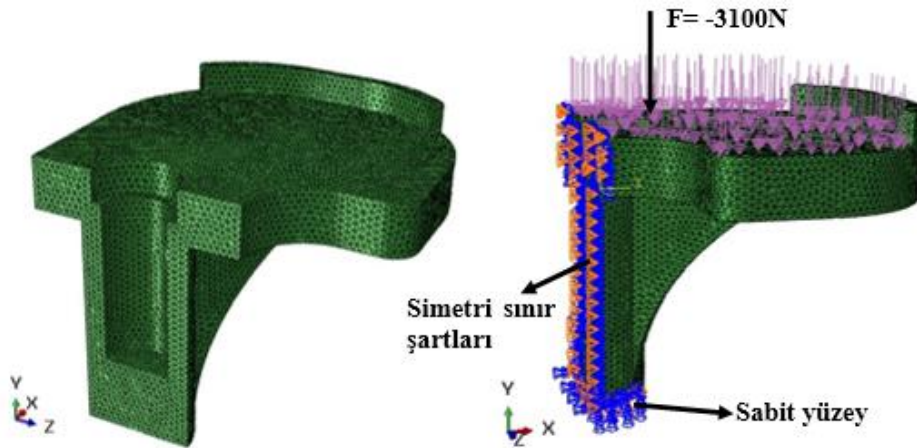
Sonlu elemanlar analizini gerçekleştirmek için önemli adımlardan birisi mesh yapısının oluşturulmasıdır. Bu dört model dört düğümlü doğrusal dörtyüzlü (tetrahedral) C3D4 eleman tipi kullanılarak sonlu elemanlara ayrılmıştır. Her bir modele ait eleman ve düğüm sayılarına **Tablo 3.1**'de yer verilmiştir. Kaval bileşen modeli, katı model olarak adlandırılmıştır.

Tablo 3.1. Kaval bileşen modellerinin eleman ve düğüm sayıları.

Model Adı	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Katı model	87259	18511
BCC kaval bileşen	302248	66358
Rhombic dodecahedron kaval bileşen	346791	75822
Truncated octahedron kaval bileşen	498229	110651

3.3.3. Sınır koşullarının belirlenmesi

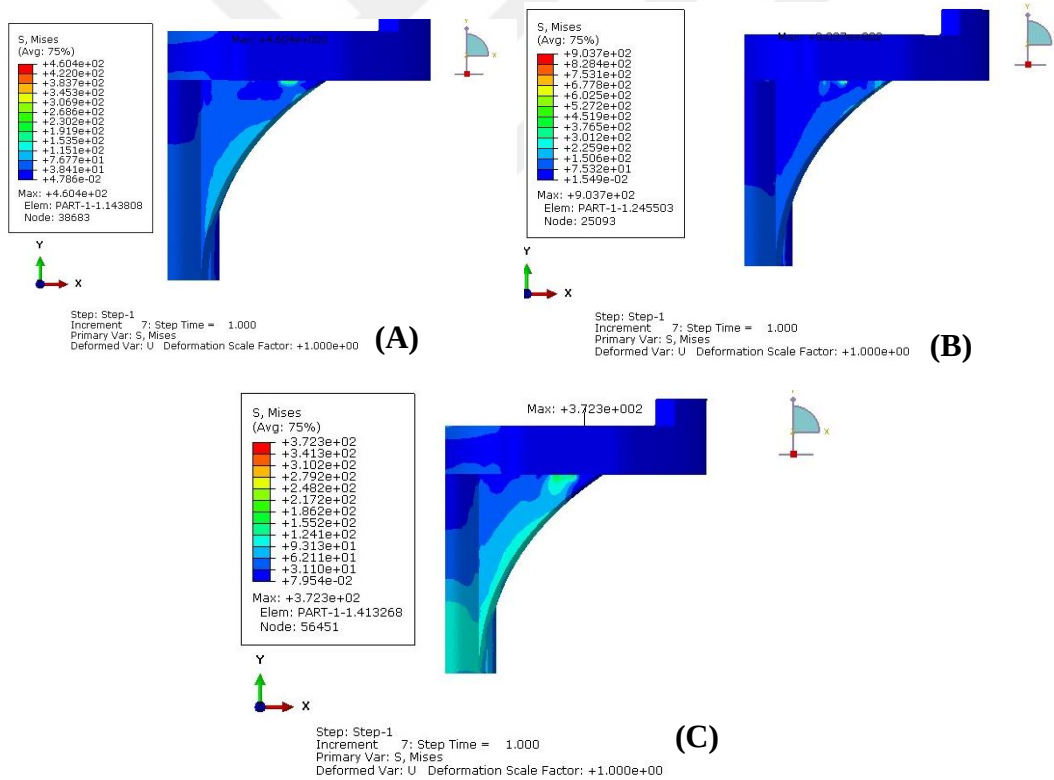
Tüm modeller simetrik olarak ikiye kesildiği için kesilen yüzeylere simetri sınır şartları uygulanmıştır. Bunun için $U1=0$, $UR2=0$ ve $UR3=0$ olarak kaydedilmiştir. Sabitleme yüzeyi kaval bileşen sapının alt kısmı olarak seçilmiştir. Kaval bileşenin üst yüzeyine uygulanacak yük değeri çalışmadan referans (Rabuan vd., 2023) alınmış olup 3100 N'dur. Bileşenin basınç altında olduğu kabul edilmiştir. Kaval bileşene ait sınır koşulları ve mesh yapısı **Şekil 3.5**'te yer almaktadır. Tüm veriler girildikten sonra analize hazır hale gelmiş modellerin her biri Abaqus/CAE (2019)'a aktarılmak üzere .inp dosya formatında kaydedilmiştir.



Şekil 3.5. Kaval bileşen mesh yapısı ve sınır koşulları.

3.3.4. Sonlu elemanlar analizi

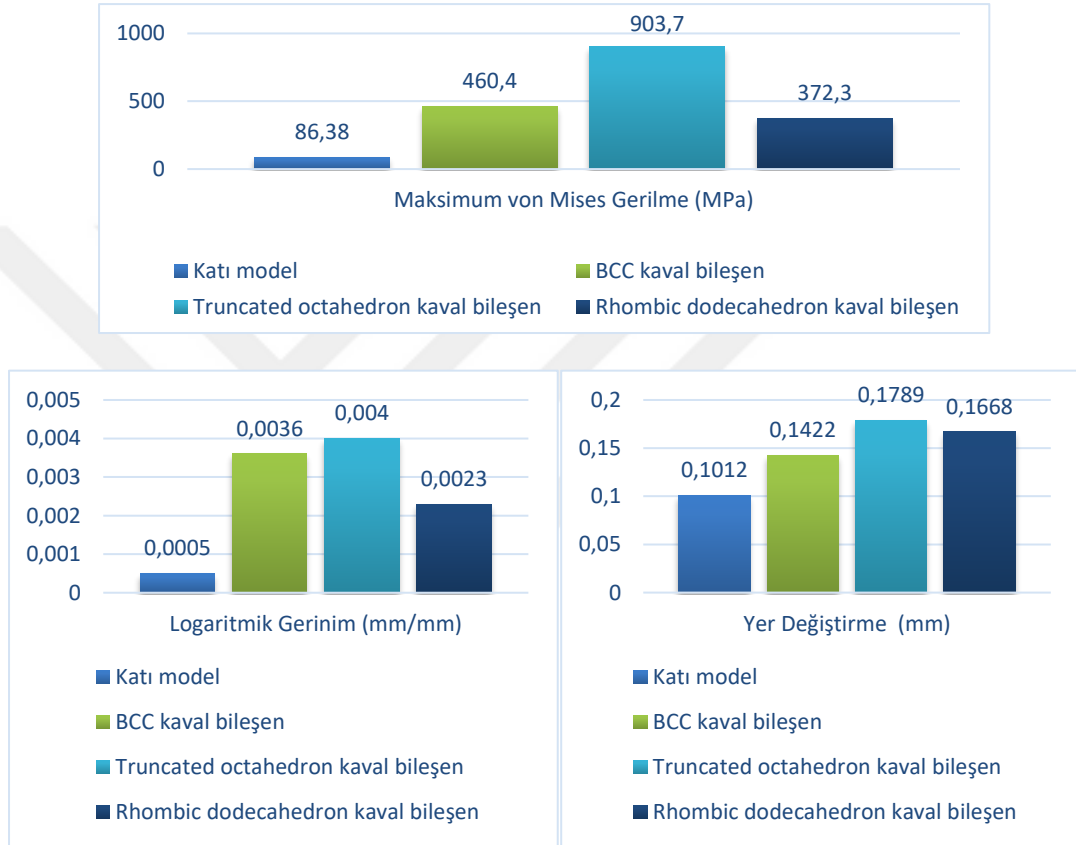
Hypermesh (2019)'ten .inp dosya formatında kaydedilen katı model ve üç farklı latis yapılı kaval bileşen modeller sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmek üzere Abaqus/CAE (2019) yazılımına aktarılmıştır. Üç farklı latis yapıda kaval bileşen modellerin maksimum von mises gerilme sonuçları **Şekil 3.6**'da yer almaktadır. Dört modele ait analiz sonucu elde edilen bilgiler **Şekil 3.7**'de gösterilmektedir. Latis yapı ile doldurulmamış katı model kaval bileşen, latis yapı ile doldurulmuş kaval bileşen modellerinin analiz sonuçları kıyaslanmıştır. Analiz ile ulaşılan verilere bakıldığında tasarıma latis yapının dahil edilmesi maksimum von mises gerilmesi, logaritmik gerinim ve yer değiştirme değerlerinde artışa destek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi modelin gözeneklilik artışıyla hacim oranının azalmasıdır. Her bir latis yapının strut çapı azaldıkça hacim azalmakta, gözeneklilik artmaktadır. Gözeneklilik artışı da gerilme değerini artırmaktadır.



Şekil 3.6. (A); BCC latis yapılı kaval bileşen, (B); Truncated octahedron latis yapılı kaval bileşen, (C); Rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşende meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları.

Kaval bileşen maksimum von mises gerilme değeri 86,38 MPa, logaritmik gerinim değeri 0,0005 mm/mm, yer değiştirme değeri 0,1012 mm'dir. BCC kaval bileşen

maksimum von mises gerilme değeri 460,4 MPa, logaritmik gerinim değeri 0,0036 mm/mm, yer değıştirme değeri 0,1422 mm'dir. Truncated octahedron kaval bileşen maksimum von mises gerilme değeri 903,7 MPa, logaritmik gerinim değeri 0,004 mm/mm, yer değıştirme değeri 0,1789 mm'dir. Rhombic dodecahedron kaval bileşen maksimum von mises gerilme değeri 372,3 MPa, logaritmik gerinim değeri 0,0023 mm/mm, yer değıştirme değeri 0,1668 mm'dir.



Şekil 3.7. Modellerin analiz sonuçları (a); von Mises gerilme değeri, (b); gerinim değeri, (c); yer değıştirme değeri.

Latis yapıda kaval bileşenler arasında von mises gerilme değeri karşılaştırma yapıldığında, en yüksek gerilme değeri 903,7 MPa olarak truncated octahedron latis yapılı modelde, en düşük gerilme değeri 372,3MPa olarak rhombic dodecahedron latis yapılı modelde meydana geldiği tespit edilmiştir. Bu üç modelin gerinim değeri arasında karşılaştırma yapıldığında en yüksek gerinim değeri 0,004 mm/mm olarak truncated octahedron latis yapılı modelde, en düşük gerinim değeri 0.0023 mm/mm olarak rhombic dodecahedron latis yapılı modelde meydana geldiği tespit edilmiştir. Yer değıştirme değeri kendi içinde karşılaştırıldığında ise 0,1789 mm olarak truncated octahedron latis yapılı modelde en yüksek, en düşük yer değıştirme değeri

0.1668 mm olarak rhombic dodecahedron latis yapılı modelde meydana geldiği tespit edilmiştir. Gözeneklilik artışı yüzey alanını azalttığından dolayı yer değiştirme değerini artırmıştır. En düşük gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerine sahip rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen modeli olduğu belirlenmiştir. Rhombic dodecahedron latis yapı ile kaval bileşenin doldurulması sonucu bileşen maksimum von mises gerilme değerinin yaklaşık olarak 4,3 kat arttığı görülmektedir. Burada bahsedilen artışın sebebi, latis yapı sertliğinin kaval kemiğine uyacak oranda azalmasıdır. Rhombic dodecahedron latis yapıda kaval bileşen ile katı model karşılaştırıldığında kemik erimesini ve gerilim korumasını azaltacak bir etkinin var olduğu söylenebilmektedir. Bir sonraki adımda üç latis yapı arasından gerilme değerinin en düşüğüne sahip olduğu belirlenen rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen modeli ile çalışma gerçekleştirilecektir.

3.4. Rhombic Dodecahedron Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Tasarımı

Bu adımda rhombic dodecahedron latis yapıda ve üç farklı strut çapında kaval bileşen modelleriyle çalışılacaktır. Strut çapı değerindeki değişim model hacminde artış veya azalış sağlar. Hacim değeri bağlantılı gözeneklilik değeri değişmektedir. Bu değişiklik modelin mekanik özelliğini de değiştirmektedir. Bu özelliklerin değişimini incelemek için üç farklı gözeneklilik değeri belirlenecektir. Üç modelden birisi ilk aşamada tasarımı ve analizi yapılmış olan rhombic dodecahedron latis yapıda, 10 mm hücre boyutunda, 2 mm strut çapında ve %60,16 gözeneklilikte kaval bileşendir. Diğer iki model için iki farklı strut çapında rhombic dodecahedron latis yapıda tasarım yapılacaktır. Strut çapı ve gözeneklilik kararı için literatür incelenmiş olup 3.4.1 başlığı altında bilgiler sunulmuştur.

3.4.1. Tasarım parametrelerinin belirlenmesi

İnsan vücudunda bulunan kemiklerden olan kortikal ve trabeküler kemiklerin gözenekli yapıda olması latis yapıların implantlara dahil edilip yeni implant modellerinin geliştirilmesine ilham olmuştur. İmplantların doldurulacağı latis yapılarda her iki kemiğin hacimsel boşluk oranları bilgisi önem arz etmektedir. Kemiklerin gözeneklilik değeri, yapılacak çalışmalar için referans alınmaktadır. Kemiklerin gözeneklilikleri %50 ile %90 arasındaki değişmektedir (X. Wang vd., 2016; Weißmann vd., 2016). Diğer çalışmada da latis yapının gözenekliliği %70 ve

üzerindeyse modelin elastik modülü, kortikal kemik elastik modülü aralığındadır denilmiştir. Bahsedilen değer aralığı 3-30 GPa aralığıdır (Du vd., 2019).

İmplant ve kemik ara yüzeyinde gerilme kalkanından dolayı kemik kaybı meydana gelmektedir. Bu durumun artışı istenilmeyen bir şeydir. Bu çalışmada gözenekli yapının kemik kaybının artışına engel olduğu kanıtlanmaktadır. Gözeneklilik değerinin artması ile kemik kaybı %0,4'ten daha düşük değerlere inmektedir (Yan vd., 2011).

Ti6Al4V malzemeden yapılan implantların %50 ve üzeri gözeneklilikte tasarıma sahip olması implant ile kemik arasında olumlu etkiler bıraktığı söylenmiştir. Bu etkilerden birisi besin geçişini artırması, diğer etkisi ise kullanılan titanyum malzemenin implantlara kattığı özelliktir. Bu özellik ile implantlar hem hücre hem de kemik gelişimine katkı sağlamaktadır (Arabnejad vd., 2016; Zhao vd., 2018). Latis yapı ile tasarlanan modelin sahip olmak istediği mekanik özelliği %80 gözeneklilik tasarımı karşılamaktadır. Bu hacimsel boşluk oranı, latis yapının geçirgenliğinin ve etkili elastik modülünün istenilen özellikte olmasını sağlamaktadır (Du vd., 2019).

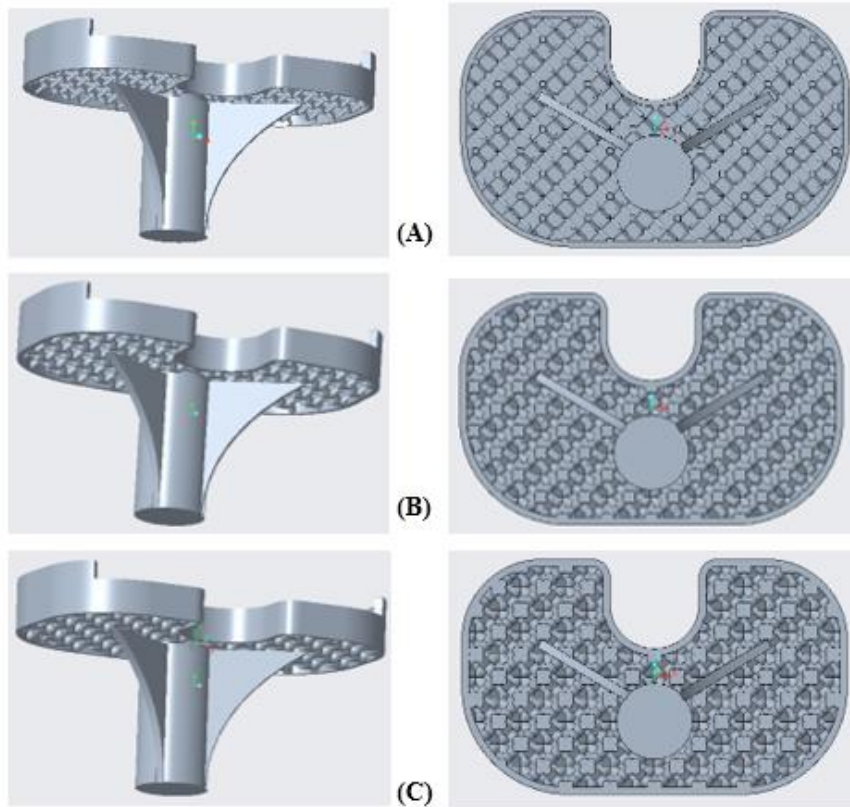
Son olarak, ISO 13314:2011 standardında latis yapılar ile tasarlanmış modellere mekanik testlerin yapılabilmesi için belirli bir gözeneklilik değeri şartı vardır. Model gözenekliliğinin %50 ve üzerinde olması belirtilmektedir (ISO 13314, t.y.).

Bu bilgiler ışığında %60,16 gözenekliliğe sahip model ile mekanik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla yüzde olarak bir üst, bir de alt değer olarak iki model bilgisi belirlenmiştir. %80,39 ve %48,21 gözenekliliğe sahip iki model tasarlanacaktır. Rhombic dodecahedron latis yapısının strut çapı 2,5 mm olması halinde modelin gözenekliliği %48,21 olmaktadır. Strut çapının 1 mm olması durumunda ise gözeneklilik %80,39 olmaktadır. Gözeneklilik formülünü kullanarak, gözenekliliğin hesaplanması için gereken hacim bilgileri **Tablo 3.2**'de yer almaktadır. Strut çapı 1 mm olan model, Model A; strut çapı 2 mm olan model, Model B ve strut çapı 2,5 mm olan model, Model C olarak adlandırılmıştır.

Tablo 3.2. Katı, A, B ve C modellere ait strut çapı, hacim ve fiziksel değişim bilgileri.

Model Adı	Strut Çapı(mm)	Hacim (mm ³)	Yüzde Değişim (%)
Katı model	-	23757,1	0
Model A	1	4658,76	80,39
Model B	2	9463,71	60,16
Model C	2,5	12301,59	48,21

Bu tablodan A, B ve C modellerin fiziksel değişimleri yorumlanacak olursa, kaval bileşene latis yapının dahil edilmesi, gözenek özelliğinden ötürü hacim azalmasına karşılık gelmiştir. Başlangıç değeri olarak katı model hacim değeri kabul edilir. Buna göre, A model hacmi başlangıç değerinin %80,39'u, B model hacmi başlangıç değerinin %60,16'sı ve C model hacmi ise başlangıç değerinin %48,21'i kadar hafifletilmiştir.



Şekil 3.8. Rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen modelleri (A); %80,39 gözeneklilikte, (B); %60,16 gözeneklilikte, (C); %48,21 gözeneklilikte.

Üç farklı gözeneklilik değerinde üç adet rhombic dodecahedron latis yapılı kaval bileşen modelleri Creo Parametric 10.0.0.0 yazılımında tasarlanmıştır. Şekil 3.8'de gösterilen bu modellerin tasarım bilgileri sırasıyla anlatılacaktır. İlk model olan A; 10

mm hücre boyutunda, rhombic dodecahedron latis yapılı, strut çapı 1 mm ve gözenekliliği %80,39'dur. B; 10 mm hücre boyutunda, rhombic dodecahedron latis yapılı, strut çapı 2 mm ve gözenekliliği %60,16'dır. C; 10 mm hücre boyutunda, rhombic dodecahedron latis yapılı, strut çapı 2,5 mm ve gözenekliliği %48,21'dir.

A ve B model, %60,16 gözenekliliğe sahip kaval bileşen modelinde olduğu gibi aynı analiz adımlarından geçecektir.

3.5. Rhombic Dodecahedron Latis Gözenekli Yapıda Kaval Bileşen Modellerinin Sonlu Elemanlar Analizi

Bu aşamada, **Şekil 3.8**'de verilen A ve C modellerinin sonlu eleman modelleri oluşturulacak ve analizleri gerçekleştirilecektir. B modelin analizi daha önce gerçekleştirilmiştir. Sonlu eleman modellerinin oluşturulması için modeller .step dosya formatında Hypermesh (2019) yazılımına aktarılmıştır. Kaval bileşenin simetrik bir model olmasından dolayı modelleri ikiye keserek analizleri yapılmıştır. İki modelde de aynı adımlar uygulanmıştır. İlk olarak malzeme özelliklerinin tanımlanması yapılmıştır. Ardından sınır koşullarının belirlenmesi ve mesh yapısının oluşturulması adımları gerçekleştirilmiştir. İki model, %60,16 gözenekliliğe sahip kaval bileşen modelindeki malzeme bilgileri kullanılacak, aynı mesh eleman tipi ve sınır şartlarına yer verilecektir. İki model için de Ti6Al4V malzemesi tanımlanmıştır. Elastisite modülü 113.8 GPa, Poisson oranı 0.342'dir. Dört düğümlü doğrusal dörtyüzlü (tetrahedral) C3D4 eleman tipi kullanılarak sonlu elemanlara ayrılmıştır. Her bir modele ait eleman ve düğüm sayılarına **Tablo 3.3**'te yer verilmiştir. Simetri sınır şartları uygulanmıştır. Sabitleme yüzeyi ve yük uygulanacak yüz seçimi yapılmıştır. Bileşenin basınç altında olduğu kabul edilmiş olup 3100 N yük uygulanmıştır. Tüm veriler girildikten sonra analize hazır hale gelmiş modellerin her biri Abaqus/CAE (2019)'a aktarılmak üzere. inp dosya formatında kaydedilmiştir.

Tablo 3.3. A, B ve C modellere ait eleman ve düğüm sayıları.

Model Adı	Gözeneklilik (%)	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
A	80,39	263312	64295
B	60,16	346791	75822
C	48,21	167922	35964

Modeller sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmek üzere Abaqus/CAE (2019) yazılımına aktarılmış, analizleri gerçekleştirilmiştir. Üç modele ait analiz sonuçları **Şekil 3.9**'da gösterilmektedir.



Şekil 3.9. A, B ve C modellerinin analiz sonuç bilgileri (a); von mises gerilme değerleri, (b); gerinim değerleri, (c); yer değiştirme değerleri.

Farklı gözeneklilikte rhombic dodecahedron latis yapıda kaval bileşenlere ait analiz sonuçları incelenmiştir. Üç model içinden von mises gerilme değerleri karşılaştırılmış ve en yüksek gerilme değerinin 1751 MPa olarak A modelde, en düşük gerilme değerinin 336 MPa olarak C modelde olduğu görülmüştür. Üç model arasında logaritmik gerinim değerleri karşılaştırılmış ve en yüksek gerinim değerinin 0,0092 mm/mm olarak A modelde, en düşük gerinim değerinin 0,0023 mm/mm olarak B modelde olduğu görülmüştür. Üç model arasında yer değiştirme değerleri karşılaştırılmış ve en yüksek yer değiştirme değerinin 0,4048 mm olarak A modelde, en düşük yer değiştirme değerinin 0,1392 mm olarak C modelde olduğu görülmüştür. Gözeneklilik artışı yüzey alanını azalttığından dolayı yer değiştirme değerini artırmıştır. Gözeneklilik artışı ile analiz verileri olarak elde edilen üç değer de artmıştır. Bunlar gerinim, gerilme, ve yer değiştirme değerleridir. Gözenekliliğin

%48'den %80'e arttırılması sonucunda von mises gerilme 5 kat artmıştır. %48'den %60'a artılmasında ise yaklaşık 0,1 kat artış olmuştur. Katı model ile %80.39 gözenekliliğe sahip kaval bileşen karşılaştırılmıştır. Hacimde %80'lik bir azalma gerilmede 20 kat bir artış sağlamıştır. Burada bahsedilen artışın sebebi, latis yapı sertliğinin kaval kemiğine uyacak oranda azalmasıdır. Rhombic dodecahedron latis yapıda kaval bileşen modelleri ile katı model karşılaştırıldığında kemik erimesini ve gerilim korumasını düşürecek bir etkisinin olduğu söylenmektedir.

Literatürde gözenekliliğin %50 ve üstü bir oranda olması gerektiği, %80 gözenekliliğin ise istenilen özellikleri barındırdığı belirtilmiştir. Bu sebeple çalışmanın son adımında %80,39 gözenekliliğe sahip A model ile devam edilir.





4. KAVAL BİLEŞEN-KAVAL KORTİKAL KEMİK MONTAJ MODELİNİN ANALİZİ

Bu aşamada, %80,39 gözenekliliğe sahip rhombic dodecahedron latis yapıda kaval bileşen ile kaval kortikal kemiğin montajı gerçekleştirilmiş, sonlu elemanlar modeli oluşturulmuş ve analizi gerçekleştirilmiştir. SolidWorks (2023) üzerinden kaval kortikal kemik tasarımı yapılmış olup, tasarım bilgileri **Şekil 3.2**'de verilmiştir.

Kaval kortikal kemik ve latis yapıda kaval bileşen öncelikle simetrik modeller olmasından dolayı ikiye kesilmiştir. Ardından Hypermesh (2019) programına .step dosya formatında aktarılmıştır. Malzeme özelliklerinin tanımlanması, sınır koşullarının belirlenmesi, mesh yapısının oluşturulması ve kemik ile implant ara yüzeyine kontak tanımlama adımları yapılmıştır. Böylece sonlu elemanlar modeli oluşturularak analize hazır hale getirilmiş, .inp dosya formatında analiz programına aktarılmıştır. Analiz adımı Abaqus/CAE (2019) yazılımında gerçekleştirilmiştir. Bu işlemlerin ardından aynı model (kemik-implant montajı) üzerinde kuvvet, malzeme ve sürtünme parametrelerinde değişiklikler yapılarak analizler gerçekleştirilmiştir. Dört farklı kuvvet, üç farklı malzeme ve üç farklı sürtünme değeri seçilmiştir. İlk olarak kuvvet ve malzeme değeri sabit tutularak sürtünme değerlerindeki değişim değerlendirilmiştir. İkinci olarak malzeme ve sürtünme değerleri sabit tutularak kuvvet değerlerindeki değişim değerlendirilmiştir. Son olarak kuvvet ve sürtünme değeri sabit tutularak malzeme değerlerindeki değişim değerlendirilmiştir. Toplamda sekiz analiz sonucu elde edilmiş ve değerlendirilmiştir. Sürtünme kuvveti için sabit değer 0,3, kuvvet için 3100 N ve malzeme için Ti6Al4V'dur.

4.1. Kaval Bileşen-Kaval Kortikal Kemik Modeli ve Sonlu Elemanlar Analizi

4.1.1. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Rhombic dodecahedron latis gözenekli yapıda kaval bileşen parametre değişimi etkisini incelemek için üç farklı malzeme seçilmiş ve mekanik özelliklerine yer verilmiştir. Kaval kortikal kemik için lineer elastik malzeme bilgileri tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilirken kullanılacak malzemelerin mekanik özellikleri **Tablo 4.1**'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Kaval bileşen ve kaval kortikal kemik malzemelerinin mekanik özellikleri.

Malzeme Adı	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Referans
Ti6Al4V	113.8	0.342	(Rabuan vd., 2023)
CoCrMo	230	0.3	(Mestar vd., 2018)
Paslanmaz Çelik	197	0.3	(Mestar vd., 2018)
Kortikal Kemik	16.7	0.3	(Korkmaz vd., 2012)

4.1.2. Mesh yapısının oluşturulması

Latis yapıda kaval bileşen ve kaval kortikal kemik modellerin her ikisi de dört düğümlü doğrusal dörtyüzlü (tetrahedral) C3D4 eleman tipi kullanılarak sonlu elemanlara ayrılmıştır. Kaval bileşen ve kaval kortikal kemik montaj modeli, 296504 eleman ve 71248 düğüm sayılarına sahiptir.

4.1.3. Sınır koşullarının belirlenmesi

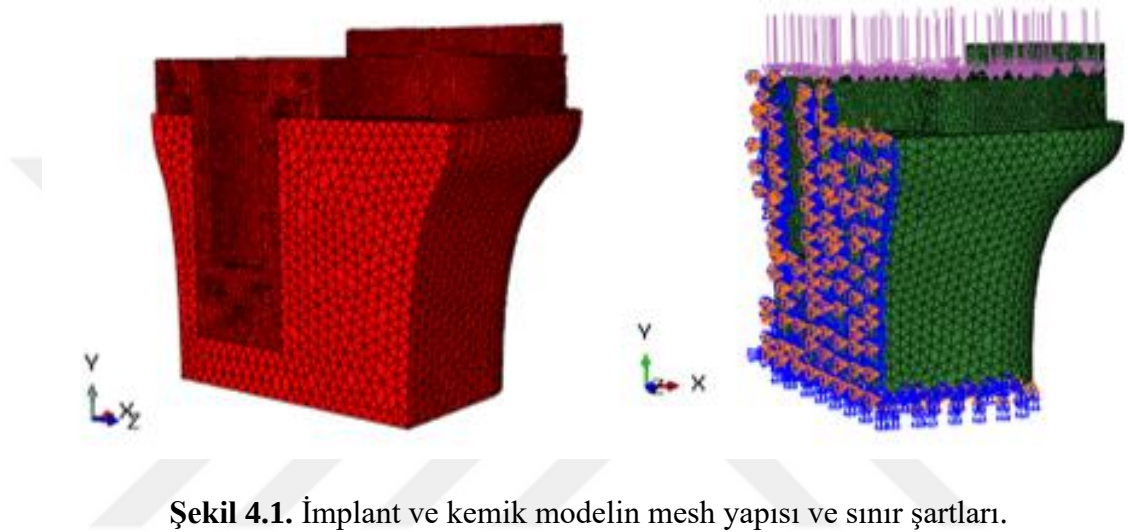
İmplant teknolojisinde kemik ile ara yüzeyinde mikro hareketlilik vardır. Bu mikro hareketliliği, sürtünme temasını simüle edebilmek için latis yapıda kaval bileşen ve kaval kortikal kemik ara yüzeyine kontak tanımlaması ile sürtünme katsayısı tanımlanmıştır. İmplantla kaval kortikal kemik temas ara yüzeyine General contact özelliği kullanılmıştır. Sürtünme değerleri olarak 0,1, 0,3 ve 0,5 değerleri belirlenmiştir (Taheri vd., 2024).

Kemik ve implant modellerin her ikisi de simetrik olarak ikiye kesildiği için kesilen yüzeylere simetri sınır şartları uygulanmıştır. Bunun için $U1=0$, $UR2=0$ ve $UR3=0$ olarak kaydedilmiştir. Sabitleme yüzeyi kaval kortikal kemiğin alt kısmı olarak seçilmiştir. Üç ekseninde de sabitleme yapılmıştır.

Normal yürüyüş esnasında dize uygulanan kuvvet vücut ağırlığının üç katıdır. En büyük diz kuvveti ise yaklaşık insan kilosunun 3,5 katıdır (Kennedy vd., 2013). Ortalama bir 80 kg olduğunu varsayılırsa bunun simülasyonun gerçekleştirilebilmesi için 2400 N sıkıştırma yükü uygulanmalıdır. Tasarım bilgilerinin referans alındığı çalışmada uygulanan yük 3100 N olarak seçilmiştir (Rabuan vd., 2023). Yürüme, merdiven çıkma anlarında diz eklemine yüklenmiş kuvvet, insan ağırlığının iki ile dört katı arasında değişmektedir (Arab vd., 2020). Bu 2400 ve 3100 N iki kuvvet değerinin bir alt bir de üst değeri olacak şekilde iki kuvvet değeri daha seçilmelidir.

Bu değerler 800 N ve 5000 N olarak belirlenmiştir. Böylece bileşenin st yüzeyine uygulanacak kuvvet değerleri olarak 800 N, 2400 N, 3100 N ve 5000 N karar verilmiştir. Gözenekli kaval bileşenin basınç altında olduğu kabul edilmiştir.

İmplant ve kemik montaj modele ait mesh yapısı ve sınır koşulları **şekil 4.1**'de yer almaktadır. Tüm veriler Hypermesh (2019) programı vasıtasıyla işleme konulduktan sonra analize hazır hale gelmiş model Abaqus/CAE (2019)'a aktarılmak üzere .inp dosya formatında kaydedilmiştir. Ardından Abaqus/CAE (2019)'a aktarılmıştır.



şekil 4.1. İmplant ve kemik modelin mesh yapısı ve sınır şartları.

4.1.4. Sonlu elemanlar analizi

Bir mühendislik probleminin zm için deneysel, analitik ve sayısal olmak üzere üç farklı seçenekte yöntem bulunmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi, kompleks bir eleman ve düğüm sistemi kullanan aę olarak isimlendirilen yapıların analizini gerçekleştirmeye yarayan sayısal yöntemdir. Bir CAD modelinin belirli yükleme durumunda simülasyonunu gerçekleştirerek bu şartlarda nasıl tepki vereceği sonucunu sunmaktadır. Sistemi, sınırlı sayıda noktada hesaplamalar yapması ve bu hesaplamalardan sonra tüm yüzey alanı (etki veya hacim) için sonuçları tahmin etmektir (Srirekha & Bashetty, 2010). Sonlu elemanlar yöntemi, implantların belirli bir biyomekanik yük altındaki mekanik davranışlarının incelenmesine ve bu implantların kemik ile ara yüzey temaslarının simüle edilmesine ve bu analiz sonuçlarının değerlendirilmesine yardımcıdır. Hypermesh (2019)'tan Abaqus/CAE (2019)'a aktarılan modelin sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz parametre değişimleri gerçekleştirilerek toplamda sekiz analiz sonucu elde edilmiştir.

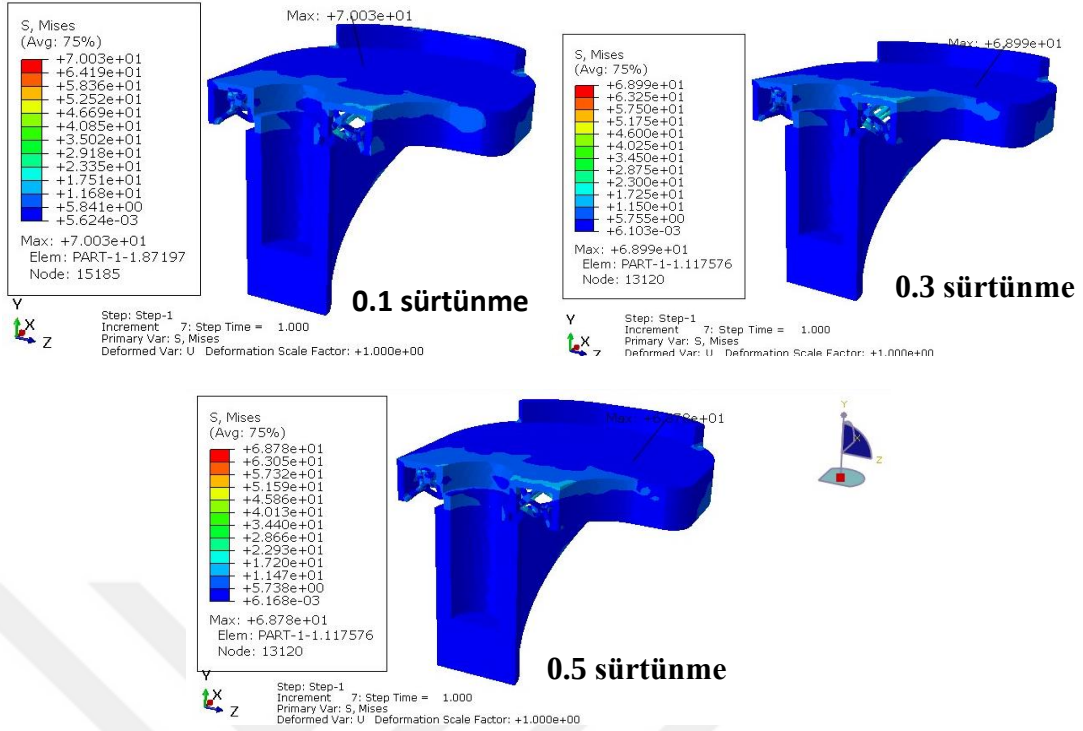
Zhang ve arkadaşlarının çalışmasında yer verilen bilgiye göre, kortikal kemiğin korunması için en düşük gerinim değeri 200 $\mu\epsilon$ (mikro gerinim) olmalıdır. 4000 $\mu\epsilon$ üzeri gerinim değerine sahip olan kortikal kemikler yüksek kırılma ihtimalini taşımaktadır. Gerinim değerlerine göre gerilme değeri karşılığı da hesaplanmış olup, gerilme değerinin 2,84 MPa ile 56,8 MPa aralığında olması kortikal kemiğin korunmasını sağlamaktadır (M. Zhang vd., 2022). Bu bilgi ışığında kortikal kemik analiz sonuçları değerlendirilebilecektir.

4.2. Sürtünme Katsayısı Etkisinin İncelenmesi

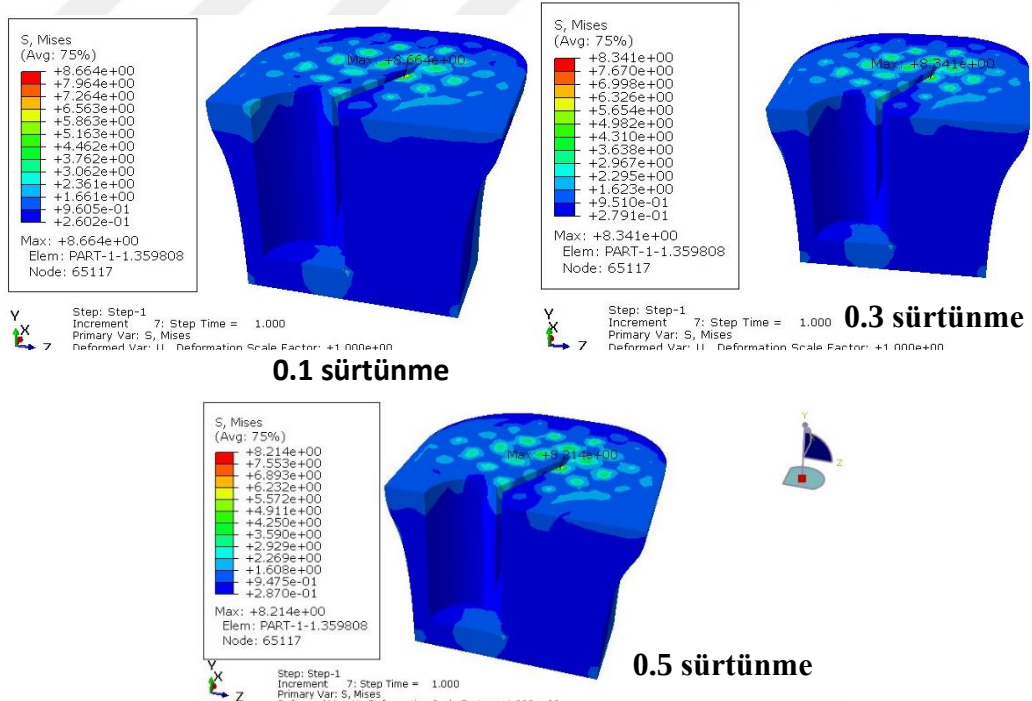
Bu aşamada kuvvet ve malzeme değeri sabit tutularak sürtünme değerlerindeki değişim değerlendirilecektir. Latis yapıda kaval bileşen için Ti6Al4V malzeme ve kaval kemik için lineer elastik malzeme sabittir. İmplant-kemik montaj modele uygulanacak 3100 N sıkıştırma kuvvet değeri de diğer sabit değerdir. Kemik ve implant ara yüzeyindeki sürtünmeyi simüle etmek için kontak özelliği kullanıldığında sürtünme katsayısına da yer verilir. Bu aşamada sürtünme katsayısı değişken özelliktir. 0,1, 0,3 ve 0,5 olmak üzere üç farklı sürtünme katsayısı değerine göre analizler gerçekleştirilmiştir. Analiz bitiminde elde edilmiş olan maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme sonuçları değerlendirilmiştir.

İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünme katsayıları uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplant üzerinde elde edilmiş olan maksimum von mises gerilme dağılımları **Şekil 4.2**, kemik üzerinde elde edilmiş olan maksimum von mises gerilme dağılımları **Şekil 4.3**'de verilmektedir.

Şekil 4.2'de sunulan analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 70,03 MPa, 0,3 sürtünmede 68,99 MPa ve 0,5 sürtünmede 68,78 MPa'dır. Sürtünme katsayısı artıkça von mises gerilmenin azaldığı görülmektedir. En düşük olan von mises gerilme değeri 0,5 sürtünme katsayısındadır. Bu değerde implant yüzeyindeki mikro hareketlilik diğer sürtünme katsayılarına oranla daha azdır. Gerilme değeri düştükçe ve sürtünme katsayısı arttıkça mikro hareketlilik azalmaktadır.

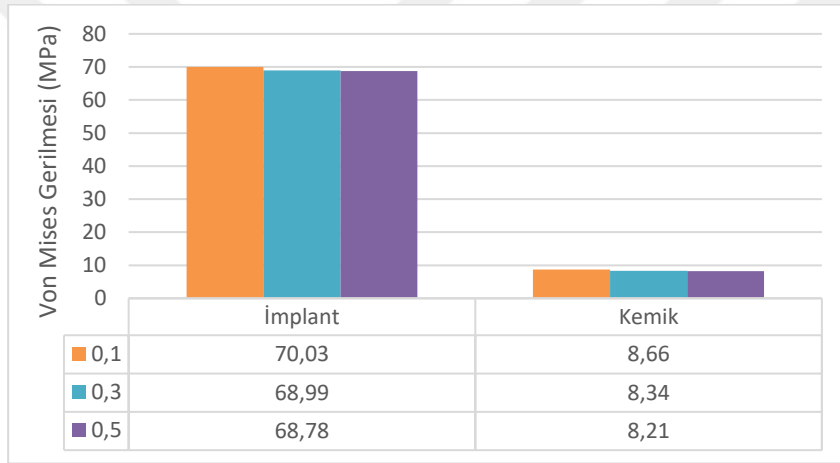


Şekil 4.2. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sirtünme sonucu elde edilmiş olan von mises gerilme dağılımları.



Şekil 4.3. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sirtünme sonucu elde edilmiş olan von mises gerilme dağılımları.

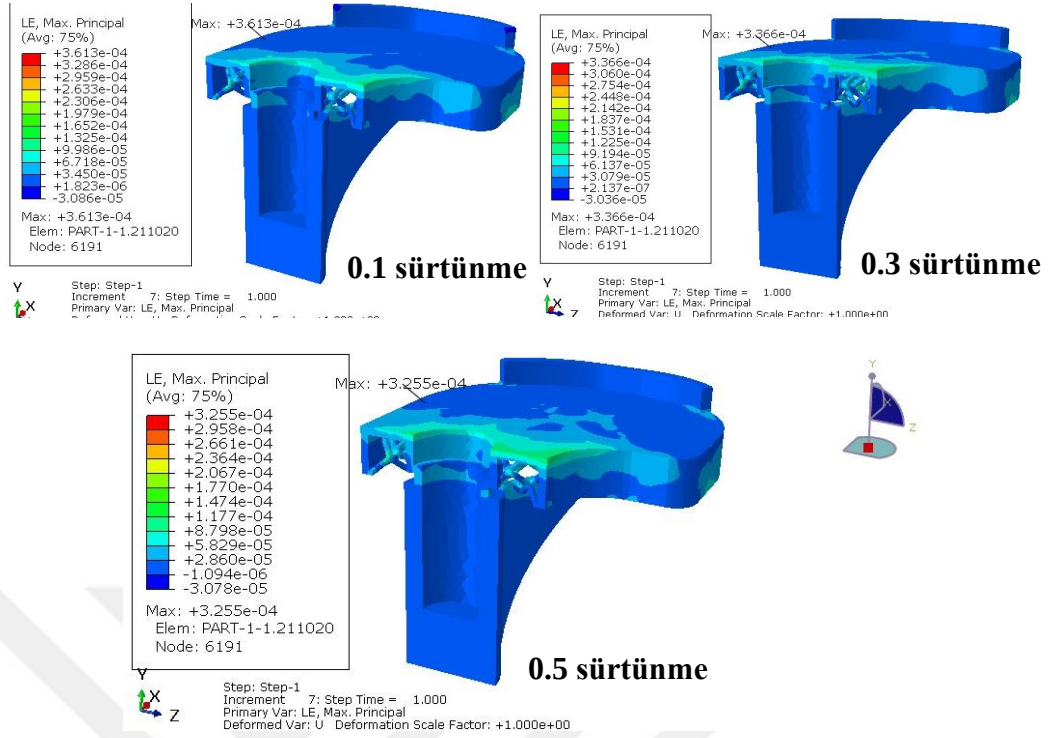
Şekil 4.3'teki analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 8,66 MPa, 0,3 sürtünmede 8,34 MPa ve 0,5 sürtünmede 8,21 MPa'dır. Maksimum von mises gerilme değeri tüm sürtünme değerlerinde kortikal kemiğin implant ile temas ettiği noktadadır. Sürtünme katsayısı artıkça von mises gerilmenin azaldığı görülmektedir. En düşük von mises gerilme değeri 0,5 sürtünme katsayısındadır. Bu değerde kemik yüzeyindeki mikro hareketlilik diğer sürtünme katsayılarına oranla daha azdır. Gerilme değeri düştükçe ve sürtünme katsayısı arttıkça mikro hareketlilik azalmaktadır. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için 2,84 MPa ile 56,8 MPa aralığında gerilme değerlerine sahip olmalıdır. Sonuçlar bunu desteklemektedir (M. Zhang vd., 2022).



Şekil 4.4. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.

Şekil 4.4 incelenecek olursa, üç değer için de hem implant hem de kemikteki analiz sonuçları oldukça yakın değerdedir. İmplant modelde sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması maksimum von mises gerilme değerinde yaklaşık %1,79 oranında azalmaya neden olmuştur. Kemik modelde sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması maksimum von mises gerilme değerinde yaklaşık %5,2 oranında azalmaya neden olmuştur.

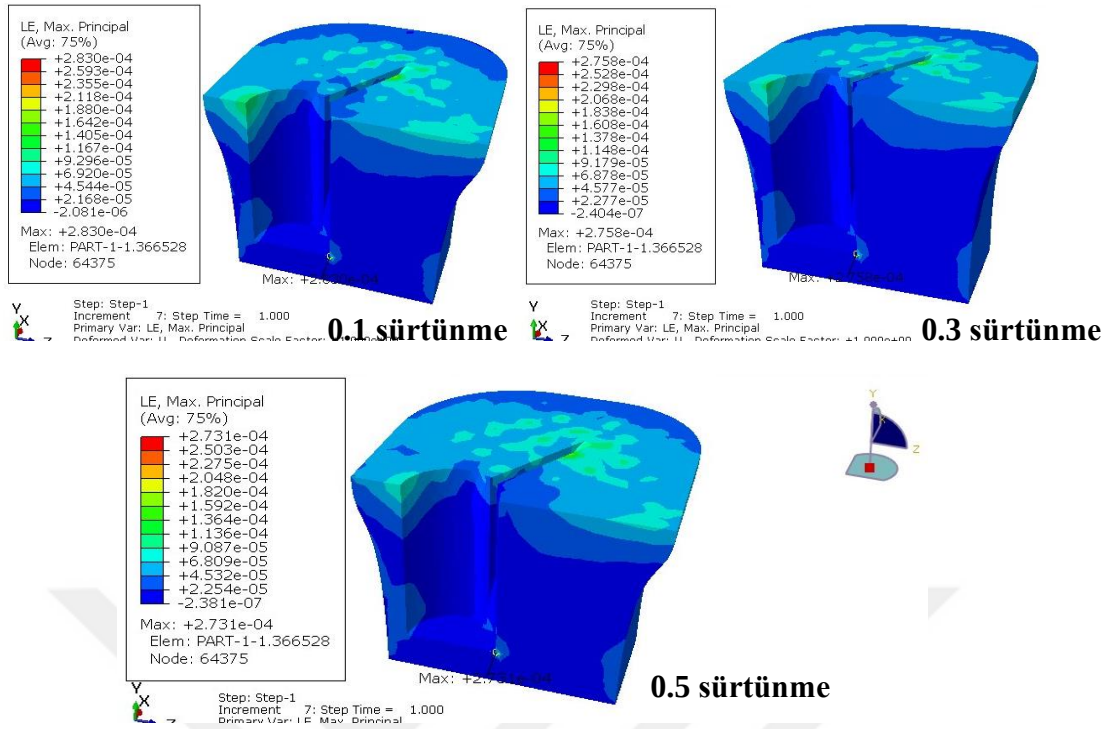
İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 0,1, 0.3 ve 0.5 sürtünme katsayıları uygulanmasıyla implant üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.5**, kemik üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.6**'da verilmektedir.



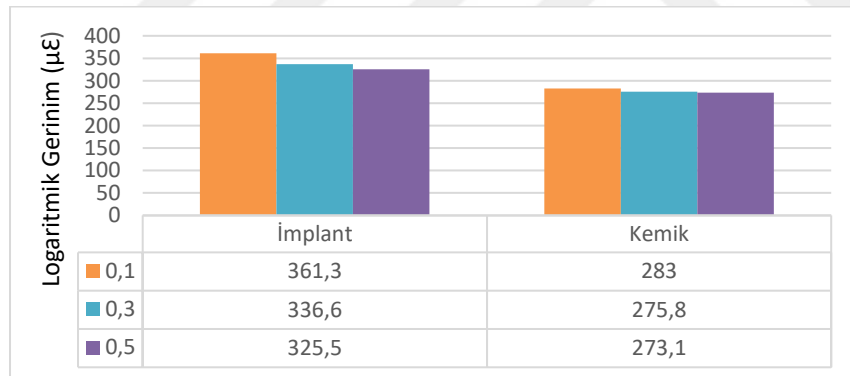
Şekil 4.5. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.

Analiz sonuçlarına (Şekil 4.5) bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 361,3 $\mu\epsilon$, 0,3 sürtünmede 336,6 $\mu\epsilon$ ve 0,5 sürtünmede 325,5 $\mu\epsilon$ 'dir. En düşük logaritmik gerinim değeri 0,5 sürtünme katsayısındadır.

Analiz sonuçlarına (Şekil 4.6) bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 283 $\mu\epsilon$, 0,3 sürtünmede 275,8 $\mu\epsilon$ ve 0,5 sürtünmede 273,1 $\mu\epsilon$ 'dir. . En düşük logaritmik gerinim değeri 0,5 sürtünme katsayısındadır. Kortikal kemikteki her kuvvet değeri için geçerli olan maksimum von mises gerilmenin olduğu noktalar implantla temas noktalarıdır. Kaval bileşen sapı alt kısmının temas ettiği yerdir. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için belirtilen gerilme değeri aralığını sağlamaktadır (M. Zhang vd., 2022).



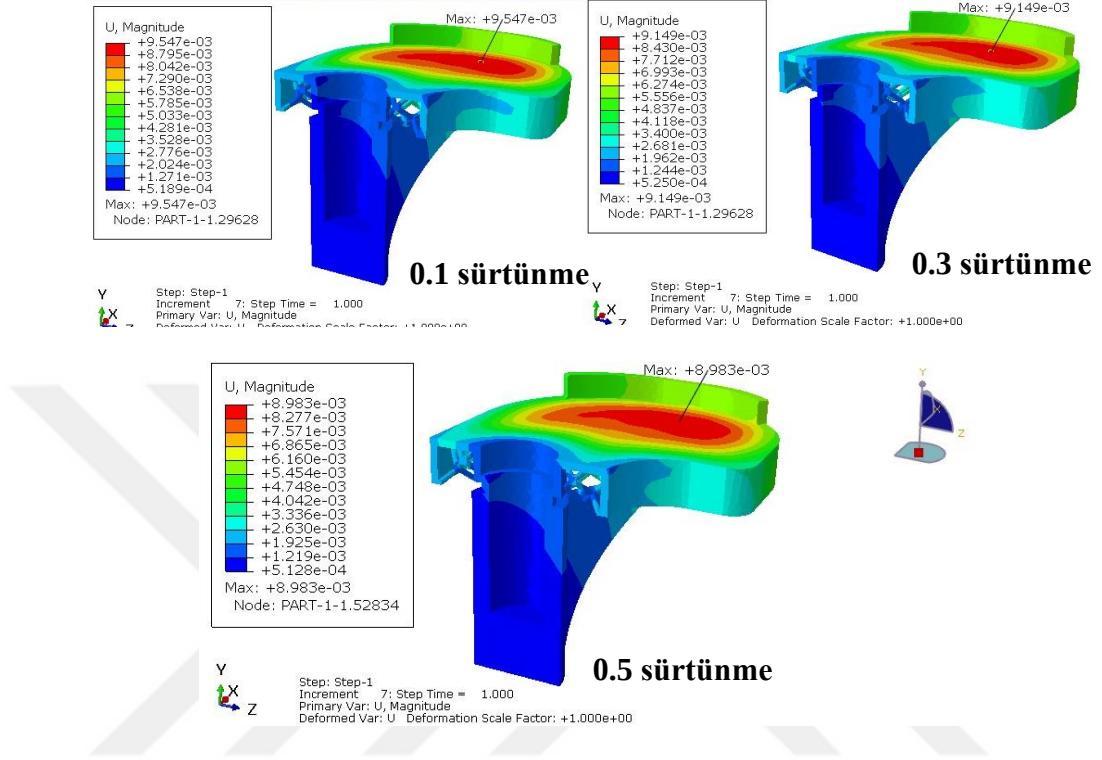
Şekil 4.6. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.



Şekil 4.7. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.

Gerilme değeri düştükçe ve sürtünme katsayısı arttıkça mikro hareketlilik azalmaktadır. Hook Kanunu gereği gerilme değeri azalınca gerinim değeri de azalır. O halde gerinim değeri azaldıkça mikro hareketlilik azalmaktadır. Bu sonuçlar bunu destekler niteliktedir. İmplantta sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması logaritmik gerinim değerinde yaklaşık %10 oranında azalmaya neden olmuştur. Kemikte sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması logaritmik gerinim değerinde yaklaşık %3,5 oranında azalmaya neden olmuştur.

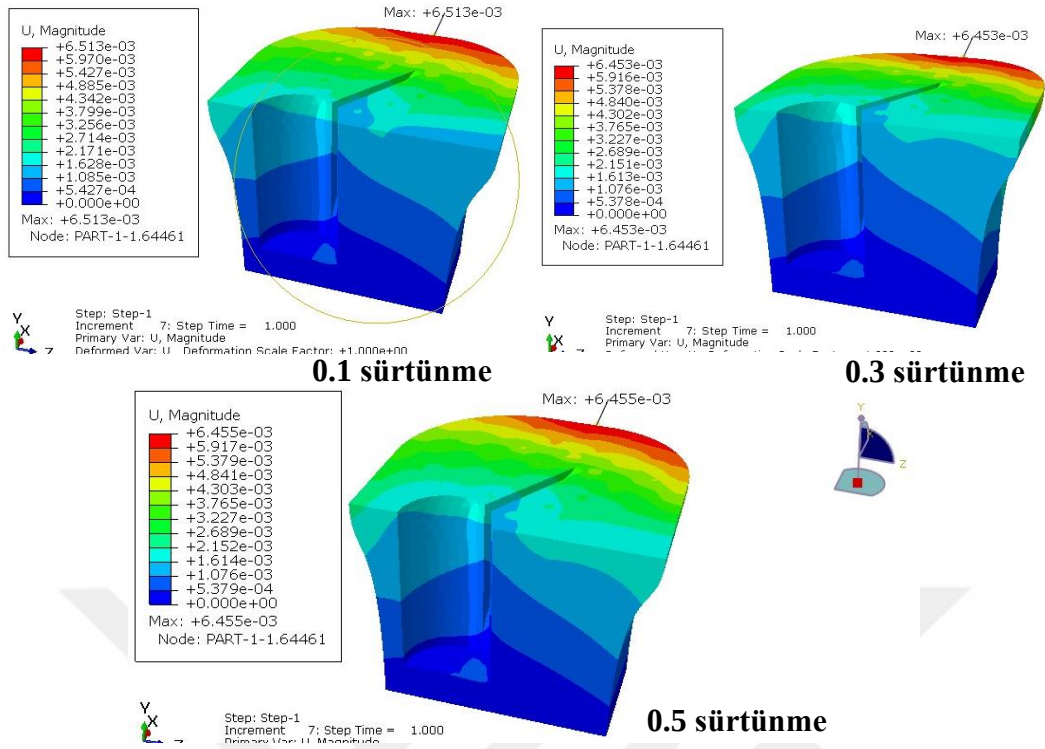
İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünme katsayıları uygulanmış olup, implantta meydana gelmiş olan yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.8**, kemik üzerinde meydana gelen yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.9**'da verilmektedir.



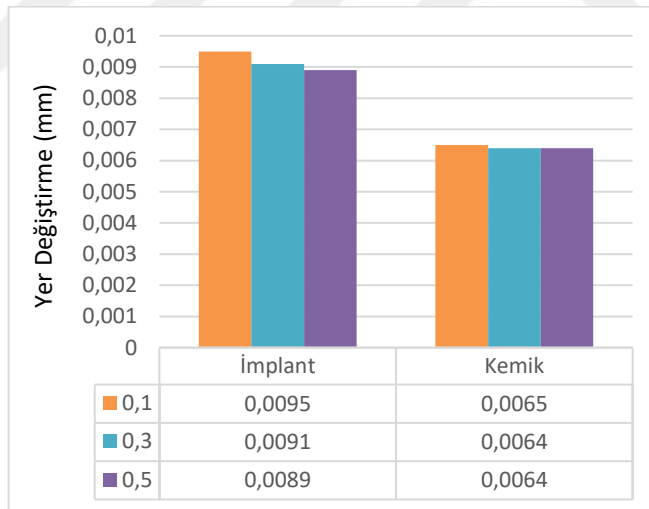
Şekil 4.8. İmplant üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen yer değiştirme dağılımları.

Şekil 4.8'deki analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 0,0095 mm, 0,3 sürtünmede 0,0091 mm ve 0,5 sürtünmede 0,0089 mm'dir. En düşük yer değiştirme değeri 0,5 sürtünme katsayısındadır. 0,1 sürtünme değerinde implant daha deforme olacaktır.

Şekil 4.9'daki analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı sürtünme katsayılarının kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 0,1 sürtünme uygulandığında 0,0065 mm, 0,3 sürtünmede 0,006453 mm ve 0,5 sürtünmede 0,006455 mm'dir. En düşük yer değiştirme değeri 0,3 sürtünme katsayısındadır. 0,1 sürtünme değerinde kemik daha deforme olacaktır.



Şekil 4.9. Kemik üzerinde 0,1, 0,3 ve 0,5 sürtünmede meydana gelen yer değiştirme dağılımları.



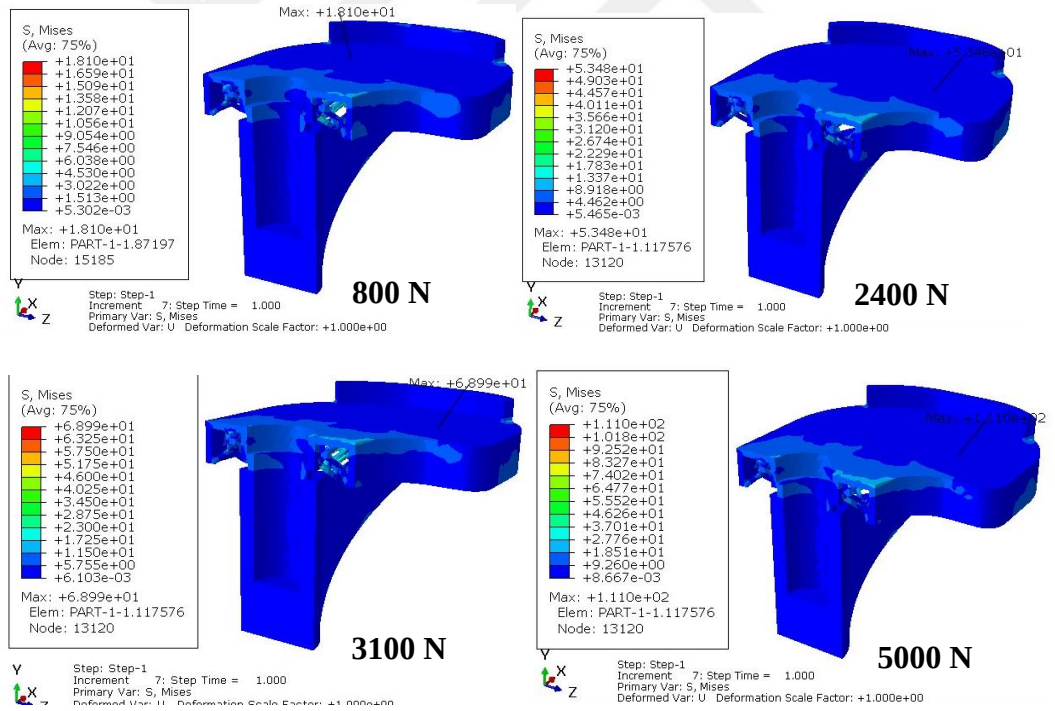
Şekil 4.10. Sürtünme kuvvetinin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.

Şekil 4.10 incelenecek olursa, üç değer için de hem implant hem de kemikteki analiz sonuçları oldukça yakın değerdedir. İmplant modelde sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması yer değiştirme değerinde yaklaşık %6,3 oranında azalmaya neden olmuştur. Kemik modelde sürtünme değerinin 0,1'den 0,5'e çıkartılması yer değiştirme değerinde yaklaşık %0,9 oranında azalmaya neden olmuştur.

4.3. İmplantın Uygulanan Kuvvet Etkisinin İncelenmesi

Bu aşamada malzeme değeri ve sürtünme katsayısı sabit tutularak farklı kuvvet etkisi altındaki değişim değerlendirilecektir. Latis yapıda kaval bileşen için Ti6Al4V malzeme ve kaval kemik için lineer elastik malzeme sabittir. Kemik ve implant ara yüzündeki sürtünmeyi simüle etmek için kullanılacak sürtünme katsayısı, 0,3 olarak sabit değerdir. Bu aşamada, implant-kemik montaj modele uygulanacak sıkıştırma kuvvet değeri değişken özelliştir. 800, 2400, 3100 ve 5000 N olmak üzere dört farklı değere göre analizler gerçekleştirilmiştir. Maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme sonuçları değerlendirilecektir.

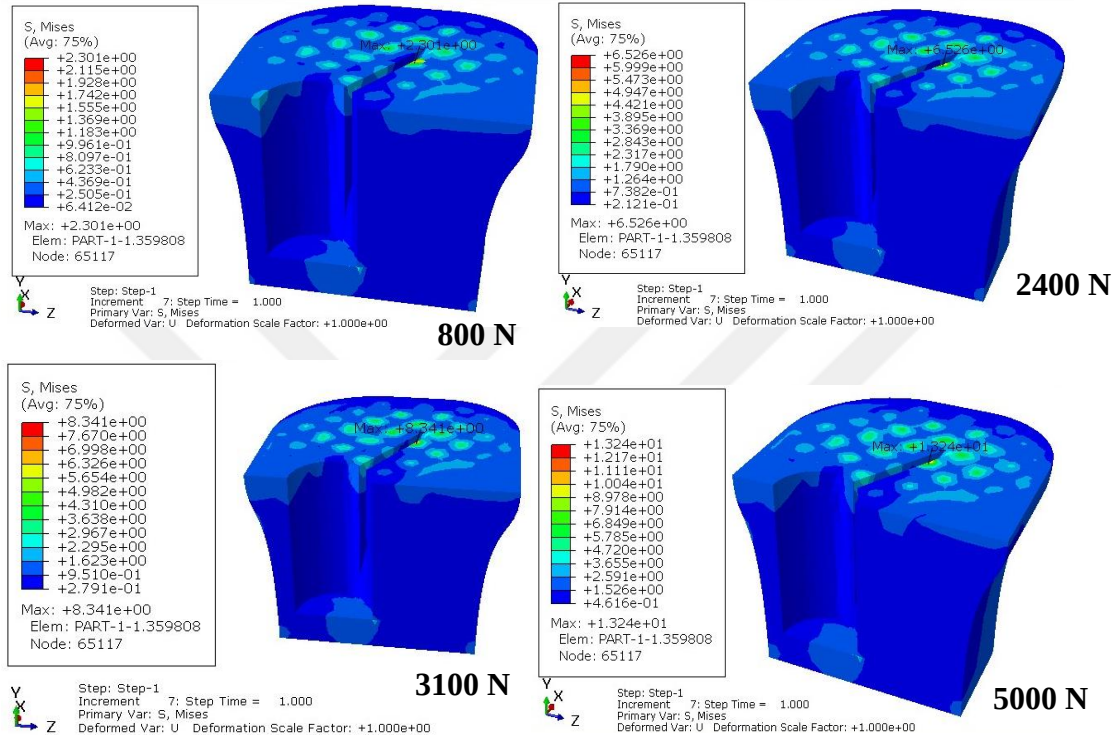
İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplantta oluşan von mises gerilme dağılımları Şekil 4.11, kemik üzerinde oluşan von mises gerilme dağılımları Şekil 4.12'de verilmektedir.



Şekil 4.11. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması sonucu oluşan von mises gerilme dağılımları.

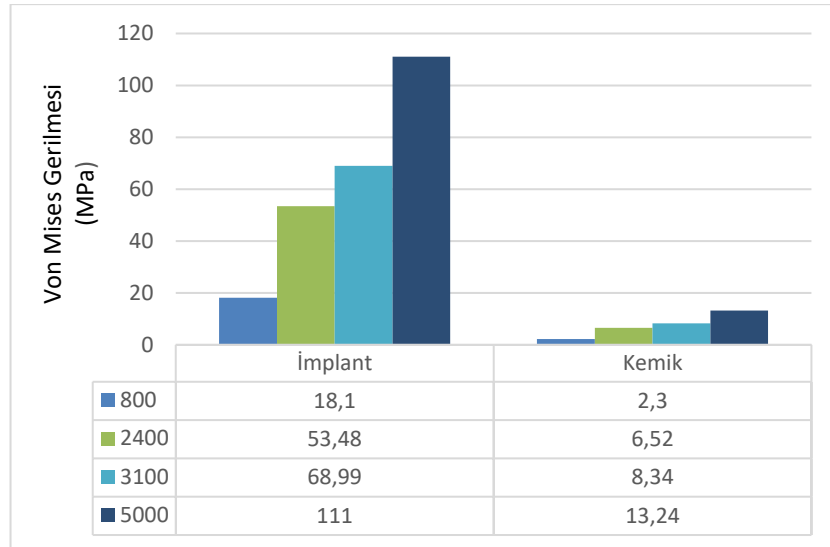
Analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 18,10 MPa, 2400 N kuvvet uygulandığında 53,48 MPa, 3100 N kuvvet uygulandığında 68,99 MPa ve 5000 N

kuvvet uygulandığında 111 MPa'dır. Von mises gerilme değerleri arasında 800 N kuvvet uygulandığında en düşük gerilme elde edilir. Kuvvet değeri arttıkça olması gerektiği gibi gerilme değerinde artış gözlemlenmektedir. Burada dikkat edilecek nokta, insan ağırlığının 3 katı ve daha fazlasına karşılık gelecek kuvvet değerine karşı implantın dayanaklı olması gerektiğidir.



Şekil 4.12. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması sonucu oluşa von mises gerilme dağılımları.

Analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 2,3 MPa, 2400 N kuvvet uygulandığında 6,52 MPa, 3100 N kuvvet uygulandığında 8,34 MPa ve 5000 N kuvvet uygulandığında 13,24 MPa'dır. En düşük değerde von mises gerilme 800 N kuvvet uygulandığında elde edilir. Kuvvet değeri arttıkça olması gerektiği gibi gerilme değerinde artış gözlemlenmektedir. Kortikal kemikteki her kuvvet değeri için geçerli olan maksimum von mises gerilmenin olduğu noktalar implantla temas noktalarıdır. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için belirtilen gerilme değeri aralığını sadece 800 N sağlamamaktadır. Gerilmenin en az 2,8 MPa değerinde olması gerekir. Bu değer altında gerilim kalkanı nedeniyle kemik atforbisine neden olmaktadır (M. Zhang vd., 2022).

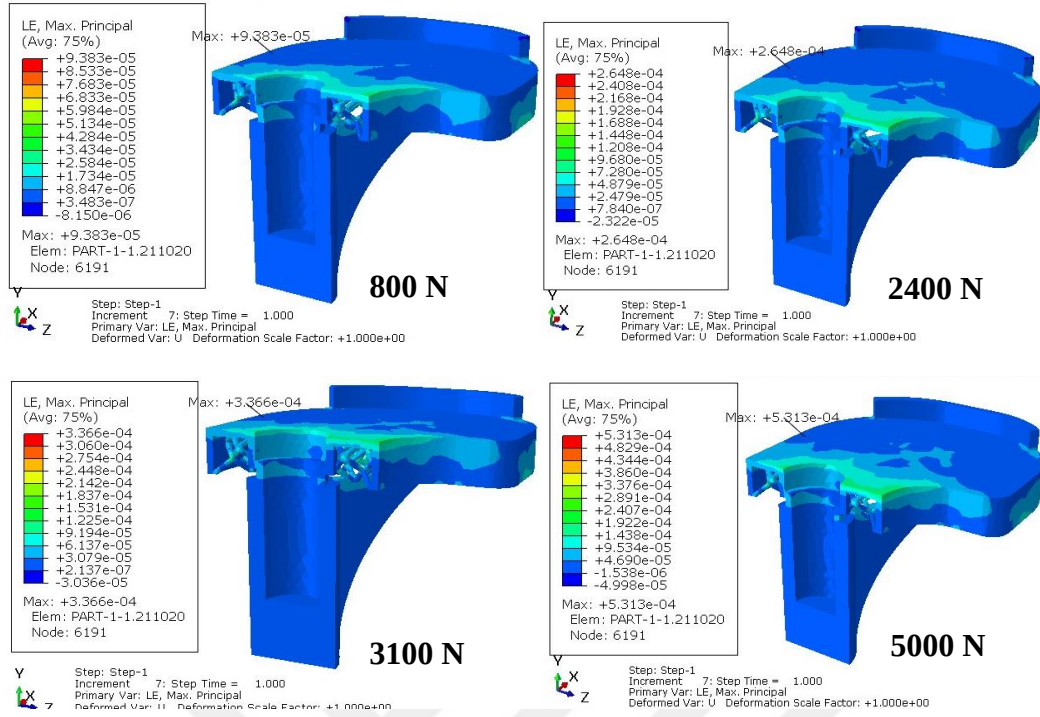


Şekil 4.13. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.

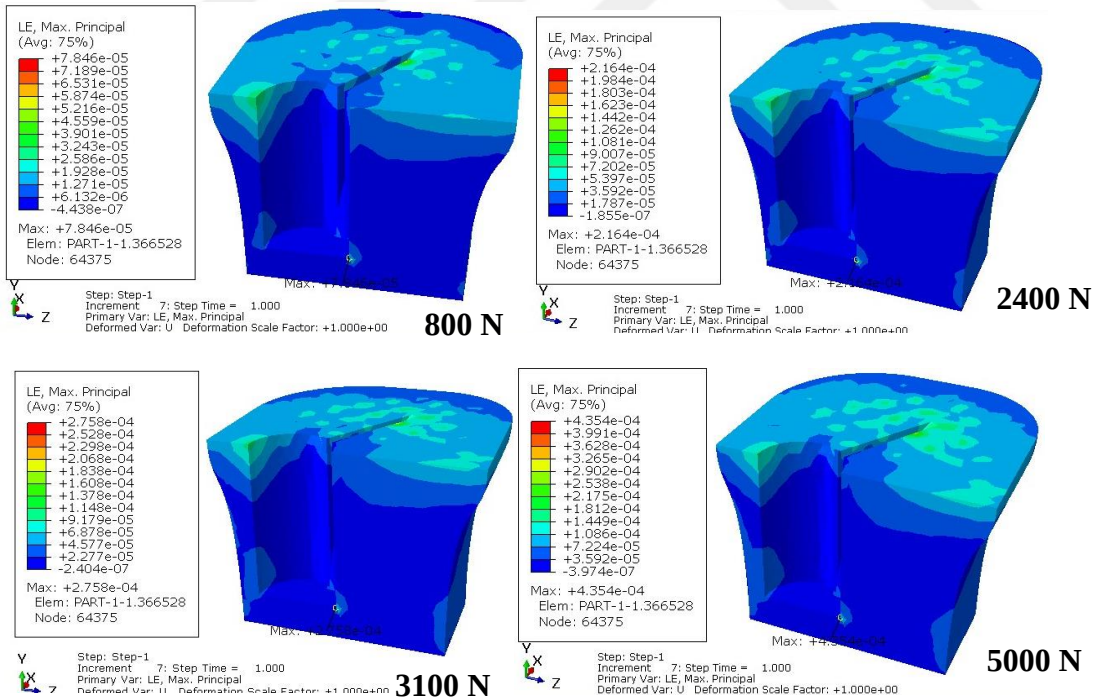
Şekil 4.13'e bakıldığında, implant yüzeyine uygulanacak yük 800 N'dan 5000 N'a çıkarıldığında, yani yük yaklaşık 6 kat artırıldığında implantta meydana gelmiş olan maksimum von mises gerilme değeri yaklaşık 6 kat artmıştır. Kortikal kemikte ise maksimum von mises gerilme yaklaşık 6 kat artmıştır. Kısaca her iki modelde de aynı oranda artış sergilenmiştir. İnsan vücuduna yerleştirilecek bu implantı hastanın uzun yıllar sorunsuz bir şekilde kullanabilmesi için bu biyomekanik yüklere dayanıklı olmalıdır. Sadece 800 N kuvvet değeri yetersiz kalmıştır.

İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplant üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.14**, kemik üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.15**'de verilmektedir.

Şekil 4.14'te verilen analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 93,83 $\mu\epsilon$, 2400 N kuvvet uygulandığında 264,8 $\mu\epsilon$, 3100 N kuvvet uygulandığında 336,6 $\mu\epsilon$ ve 5000 N kuvvet uygulandığında 531,3 $\mu\epsilon$ 'dir. En düşük gerinim değeri 800 N kuvvet uygulandığındadır. Kuvvet arttıkça gerinim değeri de artmaktadır.

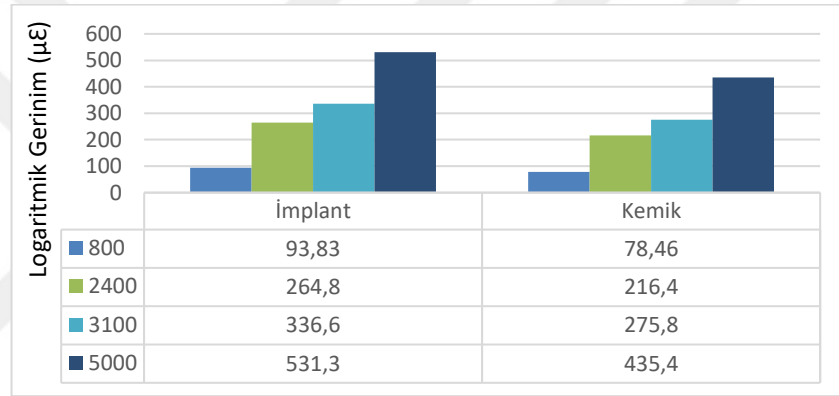


Şekil 4.14. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulandığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.



Şekil 4.15. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulandığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.

Şekil 4.15'te verilen analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 78,46 $\mu\epsilon$, 2400 N kuvvet uygulandığında 216,4 $\mu\epsilon$, 3100 N kuvvet uygulandığında 275,8 $\mu\epsilon$ ve 5000 N kuvvet uygulandığında 435,4 $\mu\epsilon$ 'dir. En düşük gerinim değeri 800 N kuvvet uygulandığındadır. Kuvvet arttıkça gerinim değeri de artmaktadır. Kortikal kemikteki her kuvvet değeri için geçerli olan maksimum logaritmik gerinimin olduğu noktalar implantla temas noktalarıdır. Kaval bileşen sapının alt köşesinin temas ettiği yerdir. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için belirtilen gerinim değeri aralığını sadece 800 N sağlamamaktadır. Gerilim kalkanı nedeniyle kemik atforbisine neden olacağı söylenebilmektedir. Gerinimin en az 200 $\mu\epsilon$ değerinde olmalıdır (M. Zhang vd., 2022).



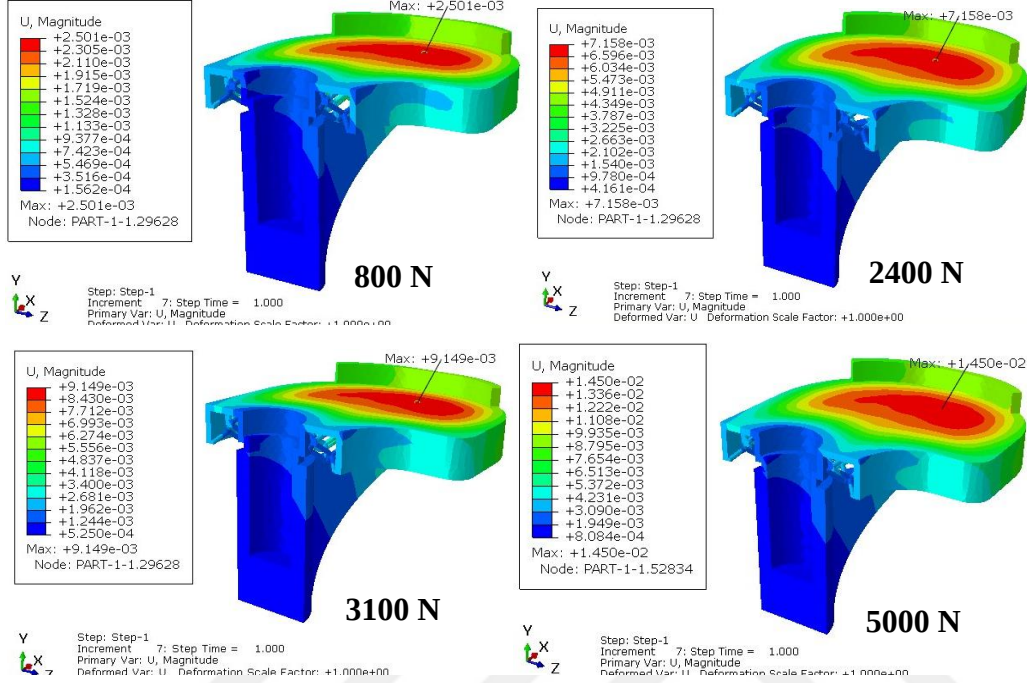
Şekil 4.16. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.

Şekil 4.16'a bakıldığında, kuvvet değeri 800 N'dan 5000 N'a çıkarıldığında zaman, yani uygulanan kuvvet yaklaşık 6 kat artırıldığında implantta meydana gelen logaritmik gerinim yaklaşık 5,3 kat artmıştır. Kemikte ise 5,5 kat artış gözlenmiştir. Kemik korunması için gerinim değer aralığını sadece 800 N yükün uygulandığı durumda kemikte oluşan gerinim değeri sağlayamamaktadır.

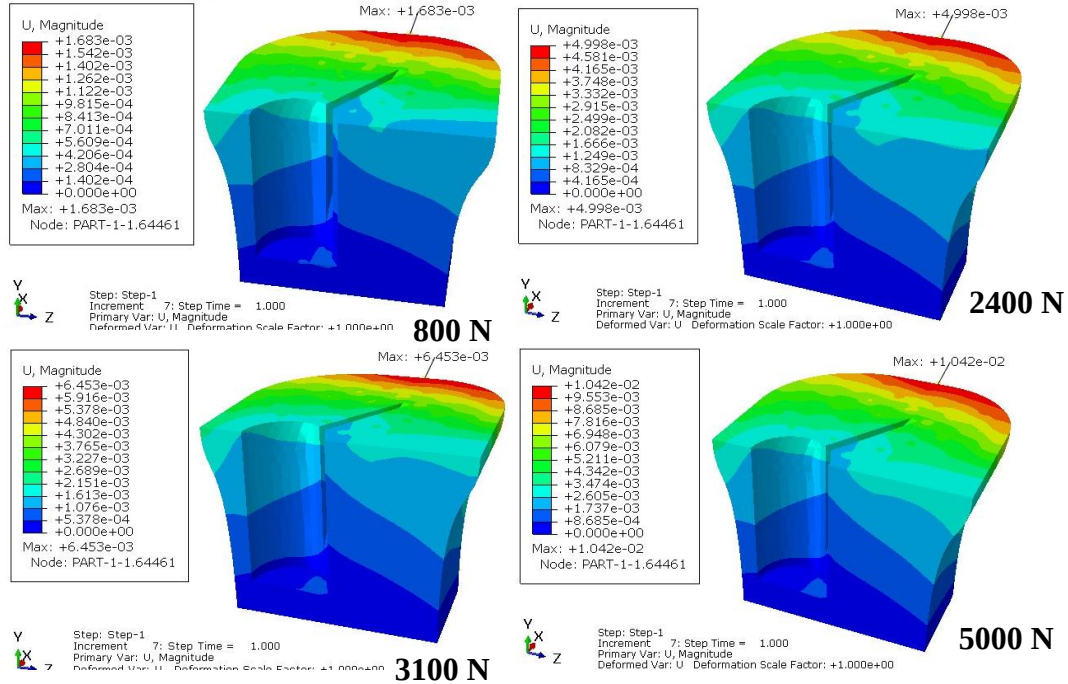
İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplant üzerinde oluşan yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.17**, kemik üzerinde oluşan yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.18**'de verilmektedir.

Şekil 4.17'de gösterilen analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 0,0025 mm, 2400 N kuvvet uygulandığında 0,0071 mm, 3100 N kuvvet uygulandığında

0,0091 mm ve 5000 N kuvvet uygulandığında 0,0145 mm'dir. Kuvvet değeri arttıkça yer değiştirme değeri de artmıştır. En fazla deformeye en büyük kuvvetin (5000 N) uygulandığı zamanki implant modeli uğrayacaktır.

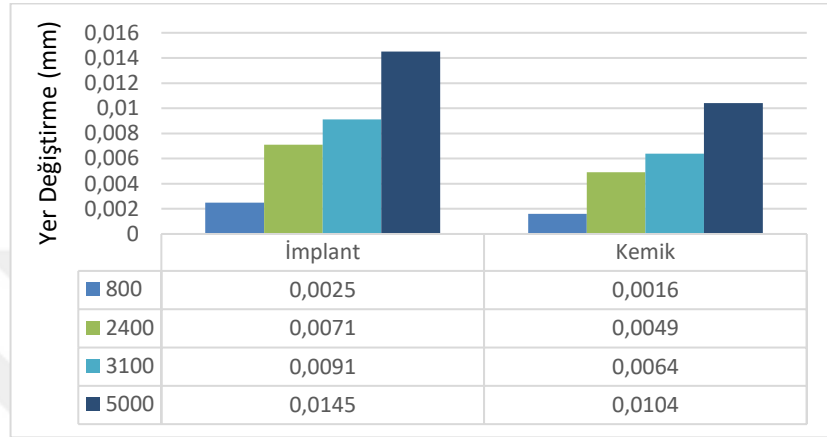


Şekil 4.17. İmplant üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması ile oluşan yer değiştirme dağılımları.



Şekil 4.18. Kemik üzerinde 800, 2400, 3100 ve 5000 N kuvvet uygulanması ile oluşan yer değiştirme dağılımları.

Şekil 4.18'deki analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı kuvvetler değerlerinin kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. 800 N kuvvet uygulandığında 0,0016 mm, 2400 N kuvvet uygulandığında 0,0049 mm, 3100 N kuvvet uygulandığında 0,0064 mm ve 5000 N kuvvet uygulandığında 0,0104 mm'dir. Kuvvet değeri arttıkça yer değiştirme değeri de artmıştır. En fazla deformeye en büyük kuvvet (5000 N) değerinde uğrayacaktır.



Şekil 4.19. Uygulanacak kuvvetin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.

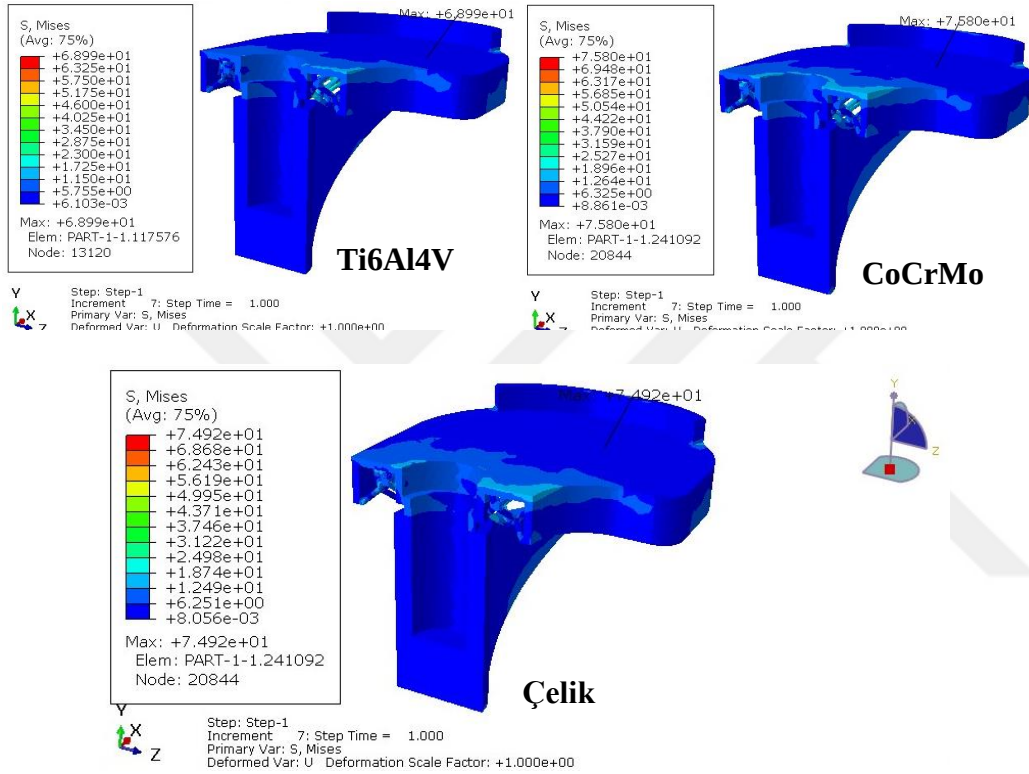
Şekil 4.19'a bakıldığında, kuvvet değeri 800 N'dan 5000 N'a çıkarıldığında zaman, yani uygulanan kuvvet yaklaşık 6 kat artırıldığında implantta meydana gelen yer değiştirme yaklaşık 5,8 kat artmıştır. Bu demektir ki implant üst yüzeyine 5000 N uygulandığında yaklaşık 5,8 kat daha fazla deforme olacaktır. Daha az kuvvet değerinde implant daha iyi bir performans gösterecektir.

4.4. Malzeme Etkisinin İncelenmesi

Bu aşamada kuvvet değeri ve sürtünme katsayısı sabit tutularak farklı malzeme etkisi altındaki değişim değerlendirilecektir. İmplant-kemik montaj modeli üst yüzeyine uygulanacak sıkıştırma kuvveti 3100 N olarak sabittir. Kemik ve implant ara yüzeyindeki sürtünmeyi simüle etmek için kullanılacak sürtünme katsayısı, 0,3 olarak sabit değerdir. Bu aşamada, kaval kortikal kemik için malzeme değeri sabittir, latis yapıda kaval bileşen için malzeme değeri değişkendir. Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik olarak üç farklı değere göre analizler gerçekleştirilmiştir. Ti6Al4V için elastik modülü 113,8 GPa, poisson oranı 0,342'dir. CoCrMo için elastik modülü 230 GPa, poisson oranı 0,3'tür. paslanmaz çelik için elastik modülü 197 GPa, poisson

oranı 0,3'tür. Maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme sonuçlar değerlendirilecektir.

İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplantta meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları **Şekil 4.20**, kortikal kemikte meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları **Şekil 4.21**'de verilmektedir.

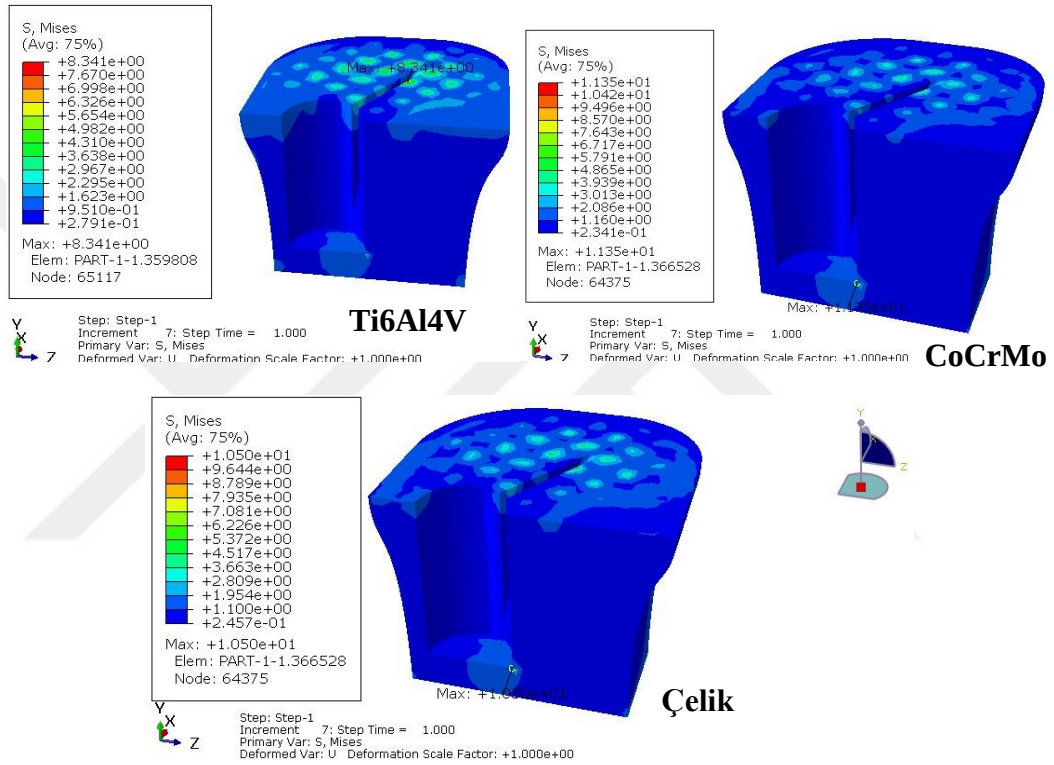


Şekil 4.20. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen von mises gerilme dağılımları.

Analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme değerlerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 68,99 MPa, CoCrMo malzeme uygulandığında 75,8 MPa ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 74,92 MPa'dır. Von mises gerilme değerinin en fazla olduğu malzemenin CoCrMo, en az ise Ti6Al4V malzemede olduğu görülmektedir.

Şekil 4.21'de verilen analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme değerlerinin kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 8,34 MPa, CoCrMo malzeme uygulandığında 11,35 MPa ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 10,5 MPa'dır. En yüksek von mises gerilme

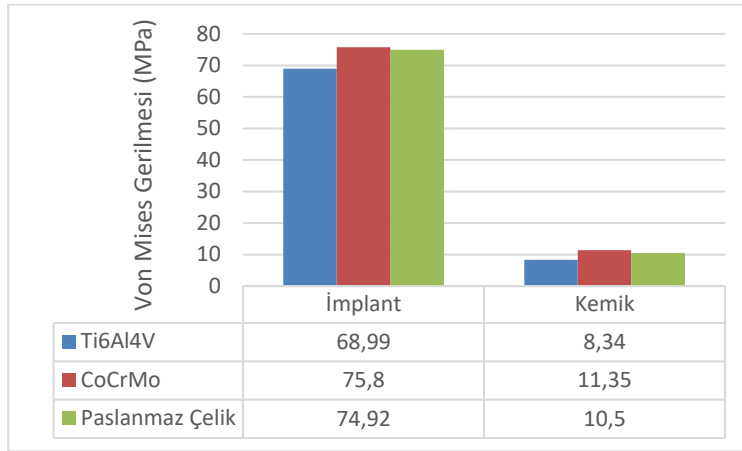
değeri CoCrMo, en düşük ise Ti6Al4V malzemede görülmektedir. Kortikal kemikteki üç malzemede de maksimum von mise gerilmenin olduğu noktalar implantla temas noktalarıdır. CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemelerde kaval bileşen sapının alt köşesinin temas ettiği yer, Ti6Al4V malzemede ise bileşen tablanın alt kısmının destek parçasının üst kısmıyla temas ettiği yerdir. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için belirtilen gerilme değeri aralığı üç malzeme için de sağlanmaktadır (M. Zhang vd., 2022).



Şekil 4.21. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelmiş olan von mises gerilme dağılımları.

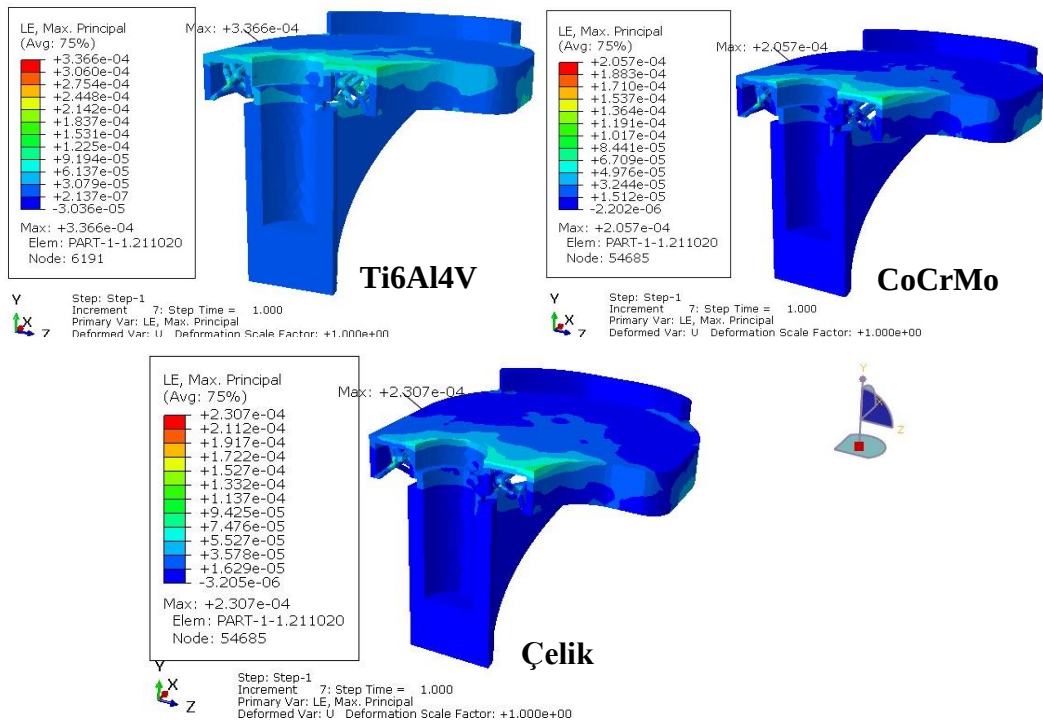
Şekil 4.22 incelendiğinde, hem implant hem de kortikal kemikte en düşük von mises gerilmesi Ti6Al4V, en yüksek CoCrMo malzemedir. Ti6Al4V malzeme, paslanmaz çelikten yaklaşık %8 daha az; CoCrMo'den yaklaşık %9 daha az gerilme oluşturmuştur. En düşük gerilmeye sahip malzeme olan Ti6Al4V diğer malzemelere kıyasla daha dayanıklıdır. Sonuç olarak, latis gözenekli yapıda kaval bileşen modellerinin tamamının malzeme özelliğinin kazandırdığı sınırı aşmadığı sonucuna varabiliriz. Bunun için malzeme akma mukavemeti değerlerine göre karşılaştırma yapılmıştır. Ti6Al4V malzemenin akma mukavemeti 973MPa (Rabuan vd., 2023),

CoCrMo malzemenin 612 MPa (Mestar vd., 2018), paslanmaz çeliğin 280 MPa'dır (Mestar vd., 2018).



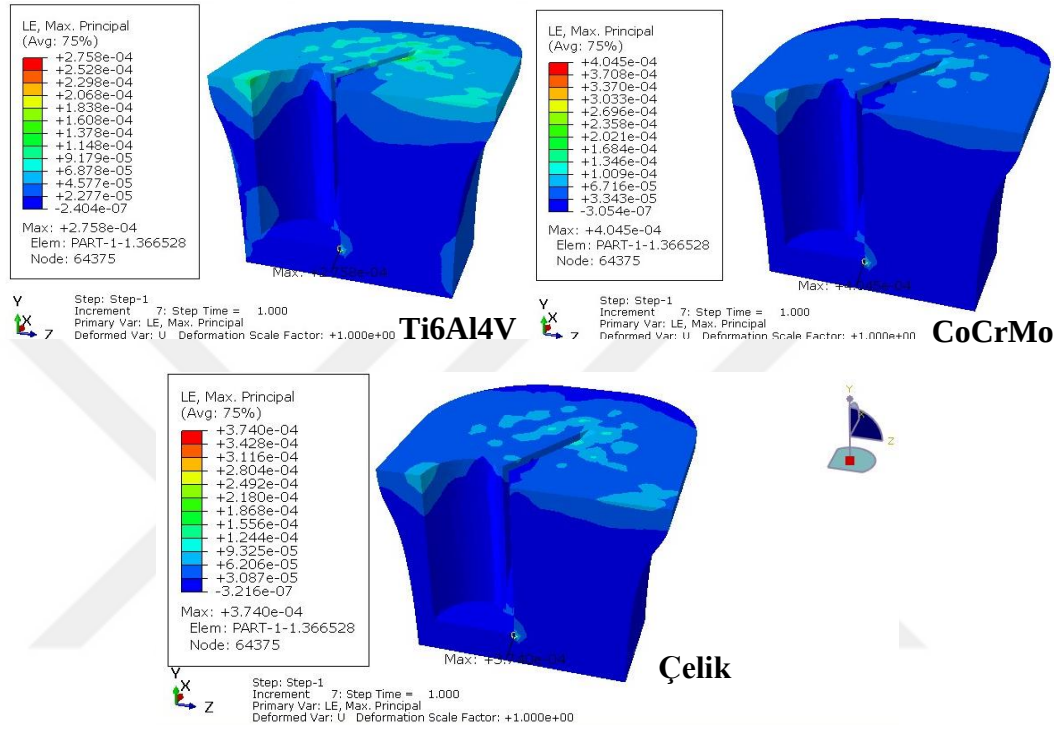
Şekil 4.22. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen gerilme değerine etkisi.

İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplant üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.23**, kemik üzerinde meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları **Şekil 4.24**'de verilmektedir.



Şekil 4.23. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.

Şekil 4.23'te sunulan analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme özelliklerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 336,6 $\mu\epsilon$, CoCrMo malzeme uygulandığında 205,7 $\mu\epsilon$ ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 230,7 $\mu\epsilon$ 'dir. En yüksek logaritmik gerinim değerini Ti6Al4V malzeme göstermiştir.

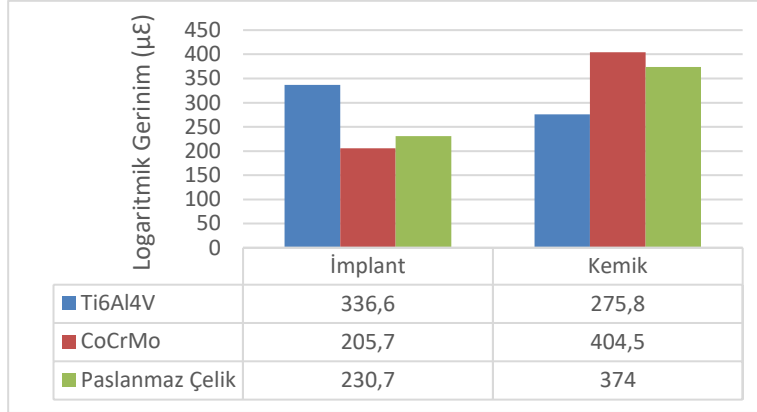


Şekil 4.24. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen logaritmik gerinim dağılımları.

Şekil 4.24'te sunulan analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme özelliklerinin kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 275,8 $\mu\epsilon$, CoCrMo malzeme uygulandığında 404,5 $\mu\epsilon$ ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 374 $\mu\epsilon$ 'dir. En yüksek logaritmik gerinim değerini CoCrMo malzeme göstermiştir. Kortikal kemikteki her kuvvet değeri için geçerli olan maksimum logaritmik gerinimin olduğu noktalar implantla temas noktalarıdır. Kaval bileşen sapının alt köşesinin temas ettiği yerdir. Kortikal kemiğin korunması, kırık oluşmaması için belirtilen gerinim değeri aralığını tüm malzemeler sağlamaktadır (M. Zhang vd., 2022).

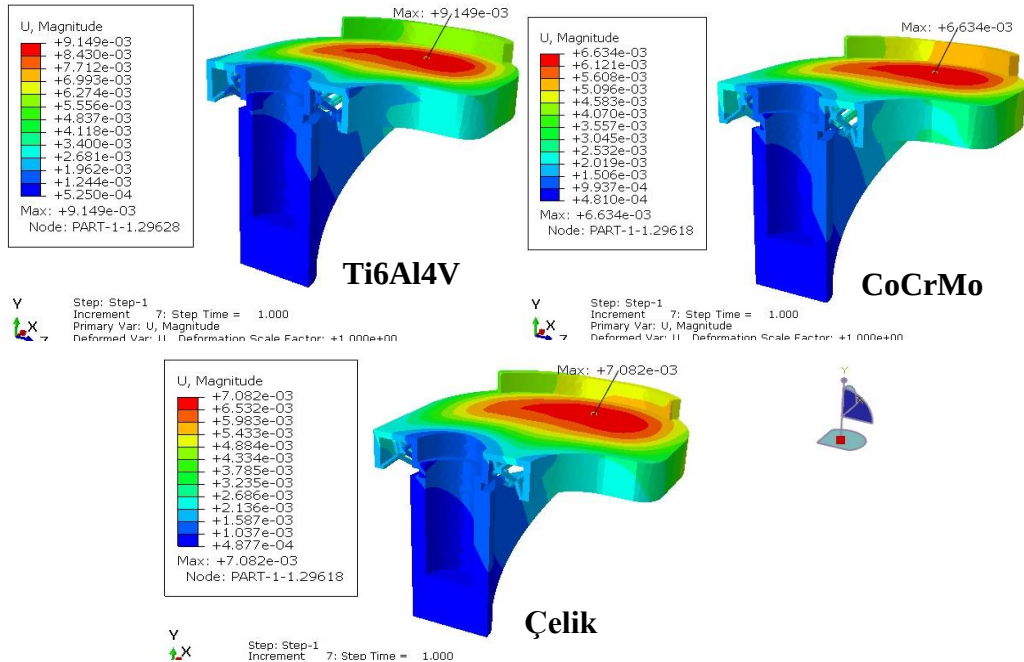
Şekil 4.25'teki sonuçlara bakıldığında, implant için en yüksek logaritmik gerinime sahip malzeme Ti6Al4V, kemik için ise CoCrMo malzemedir. İmplant için CoCrMo

malzeme, Ti6Al4V ‘dan yaklaşık %38,9 daha az; paslanmaz çelikten yaklaşık %31,4 daha az gerinim oluşturmıştır. Kemik için Ti6Al4V malzeme, CoCrMo‘den yaklaşık %31,8 daha az; paslanmaz çelikten yaklaşık %26,2 daha az gerinim oluşturmıştır.



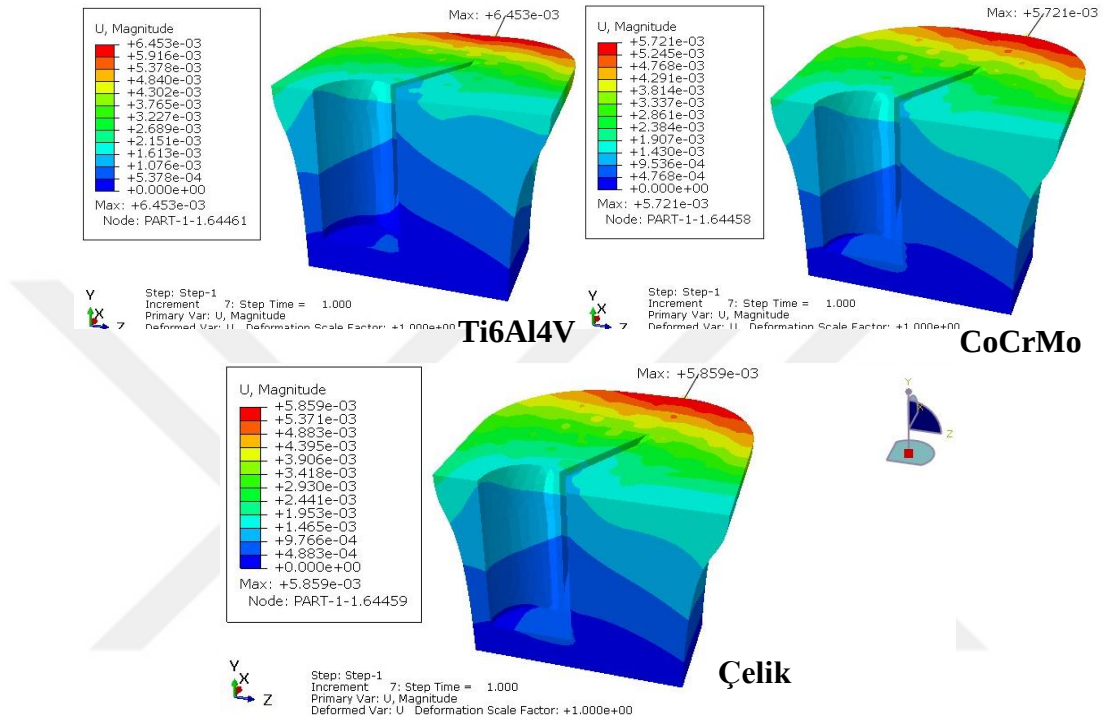
Şekil 4.25. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen gerinim değerine etkisi.

İmplant-kemik montaj modeline sırasıyla Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler uygulanmış ve analizleri gerçekleştirilmiştir. İmplant üzerinde meydana gelmiş olan yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.26**, kemik üzerinde meydana gelen yer değiştirme dağılımları **Şekil 4.27**’de verilmektedir.



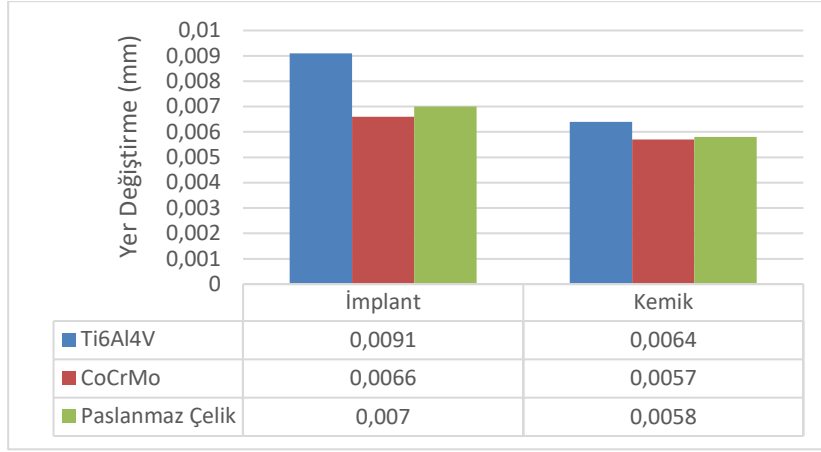
Şekil 4.26. İmplant üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen yer değiştirme dağılımları.

Şekil 4.26’da yer alan analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme özelliklerinin implant üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 0,0091 mm, CoCrMo malzeme uygulandığında 0,0066 mm ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 0,00023 mm’dir. En yüksek yer değiştirme değeri, Ti6Al4V malzemededir.



Şekil 4.27. Kemik üzerinde Ti6Al4V, CoCrMo ve paslanmaz çelik malzemeler kullanıldığında meydana gelen yer değiştirme dağılımları.

Şekil 4.27’de yer alan analiz sonuçlarına bakıldığında, farklı malzeme özelliklerinin kortikal kemik üzerindeki etkileri görülebilmektedir. Ti6Al4V malzeme uygulandığında 0,0064 mm, CoCrMo malzeme uygulandığında 0,0057 mm ve paslanmaz çelik malzeme uygulandığında 0,00037 mm’dir. En yüksek yer değiştirme değeri, Ti6Al4V malzemededir.



Şekil 4.28. Malzeme çeşidinin implant ve kemikte meydana gelen yer değiştirme değerine etkisi.

Şekil 4.28’te sunulan sonuçları incelendiğinde, implant için en yüksek yer değiştirme sahip malzeme Ti6Al4V, kemik için ise Ti6Al4V malzemedir. İmplant için CoCrMo malzeme, Ti6Al4V ‘dan yaklaşık %27,5 daha az; paslanmaz çelikten yaklaşık %5,7 daha az yer değiştirme oluşturmuştur. Kemik için CoCrMo malzeme, Ti6Al4V ‘dan yaklaşık %11 daha az; paslanmaz çelikten yaklaşık %1,7 daha az yer değiştirme oluşturmuştur. Yani Ti6Al4V malzeme yer değiştirme değerinde diğer malzemelere kıyasla en yüksek değere sahip olduğu için daha fazla deforme olacaktır.

5. SONUÇLAR

Çalışmada total diz implantı kaval bileşenin latis gözenekli yapıda üç boyutlu tasarımı yapılarak, latis yapısının implanta katkıları incelenmiştir. Latis yapılar güncelliğini koruyan ve farklı sektörlerde çalışma imkanı tanıyıcı özelliği bulunan bir çalışma alanıdır. Biyomedikal sektöründe de implantlarda kullanımı öne çıkmaktadır. Total diz implantı kaval bileşenin latis yapıda tasarlanması, üretilmesi ve analizinin gerçekleştirilmesine dair yapılmış olan çalışmalar sayıca azdır. Bu tez çalışması da bahsedilen çalışma konusunu amaç edinmiştir.

Kaval bileşenin sadece kaval kemik ile temas yüzeyleri latis yapılar ile doldurulabildiği için bileşen tablasının alt yüzeyi tercih edilmiştir. Bu alan latis yapılar ile doldurulmuştur.

Üç farklı latis yapıda kaval bileşen tasarımı yapılmış ve mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Dayanıklılık açısından en düşük gerilime sahip modelin rhombic dodecahedron latis yapının olduğu belirlenmiştir. Rhombic dodecahedron latis yapıda farklı gözeneklilikte üç kaval bileşen tasarlanmış, analizleri gerçekleştirilmiştir. Literatüre en uygun %80 gözeneklilik değerine sahip bileşen ile tasarımı yapılan kaval kortikal kemiğin montaj modeli oluşturulmuştur. Ardından yapılan işlem sonlu elemanlar analizidir. Analiz parametreleri değiştirilerek sonuçlardaki değişim yorumlanmıştır.

Katı model ile latis yapıları kaval bileşen modelleri karşılaştırıldığında maksimum von mises gerilme, logaritmik gerinim ve yer değiştirme değerlerinin arttığı belirlenmiştir. Bu artışın sebebi latis yapı sertliğinin kaval kemik sertliğine yakın olacak düzeyde azalmasıdır. Bu azalışın kemik erimesini azaltıcı özellikte olduğu söylenebilmektedir. Latis yapı tasarımlarının ilham kaynaklarından birisi kemiğin sahip olduğu gözenek tasarımıdır. İmplant tasarımında latis yapılar, kemik mekanik özelliğine yakın katkı sunmak amacıyla tercih edilmektedir. Bu benzerliği latis yapılara biyouyumluluk özelliği katmaktadır.

Latis yapının katkılarından birisi hafiflik sağlamasıdır. Bu çalışmada da kullanılan latis yapılar hacim azaltılmasına yönlendirilmiştir. Bu hafifliğin yanı sıra implantın

biyoyumluluğunu artırıcı mekanik özellik katkısı da bulunmaktadır. Bu katkı, implantı vücudumuza yerleştirdiğimizde kemik ile teması halinde latis ile kazanılan hacimsel boşlukların kemiğin içe büyümesine olanak sağlamasıdır. Kemik kaybını da azaltmaktadır. Özetle, gözeneklilik arttıkça kaval bileşen hacmi azalmış olup kemik büyümesini desteklemektedir. Gözeneklilik artışı gerilme değerini de artırmaktadır.

Latis gözenekli yapıda kaval bileşen modellerinin tamamı malzeme özelliğinin kazandırdığı sınırı (akma mukavemetini) aşmamıştır.

İmplant-kemik modelinin sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi için tanımlanan parametrelerden bileşen uygulanan yük, sürtünme katsayısı ve malzeme çeşididir. Bunlarda farklı değerler tercih edilerek toplamda sekiz analiz sonucu karşılaştırılmıştır. Kaval bileşen dört farklı yük uygulanmıştır. Kuvvet değeri arttıkça analiz sonuçlarının her biri yükselmiştir. Genel kabul edilen, diz implantının insan ağırlığının üç katı kadar biyomekanik yüke dayanabilmesidir. Üç kuvvet değerine karşı da dayanıklıdır. Bu değer altında uygulanan bir kuvvetin gerinim sonucuna bakıldığında, bulunması gereken aralıkta bir değer göstermediği belirlenmiştir. Gerilim kalkanı nedeniyle kemik atforbisine neden olacağı söylenebilmektedir.

Sürtünme katsayısı olarak üç farklı değer belirlenmiş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Gerilme değeri düştükçe ve sürtünme katsayısı arttıkça mikro hareketlilik azalmaktadır. Üç sürtünme katsayısında da gerinim değerleri belirtilen aralıkta olup kemik kırığına sebep olmayacak düzeydedir.

Malzeme olarak paslanmaz çelik, Ti6Al4V ve CoCrMo malzeme tercih edilmiştir. Bu malzemelerin kullanılmasıyla elde edilen analiz bilgileri derlenmiş ve karşılaştırılması yapılmıştır. En yüksek yer değiştirme değerini Ti6Al4V malzeme göstermiştir. Diğer malzemelere oranla daha kolay deforme olacağını ifade edilmektedir.

İmplant tasarımı yeni teknolojiler sayesinde hastanın fizyolojisi ve anatomisi değerlendirilerek yapılmaktadır. Standart tasarımlara değil de kişiye özel tasarımlara yön verilmesi hastanın hasar almış uzvunun yerine yerleşecek implantın ömrünü, işlevselliğini ve biyoyumluluğunu artırmaktadır. Gelişen teknolojiler ile latis yapıda kişiye özel implant tasarımları da gerçekleştirilmektedir. Latis yapılar kompleks yapılar olduğundan üretilmesi geleneksel yöntemlerle zordur ancak üç boyutlu yazıcılarla üretim bu konuda kolaylık sağlamaktadır.

6. ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında modeller sonlu elemanlar analizine tabi tutulmuş ancak üretimi yapılmamış ve mekanik ve malzeme testlerinden geçirilmemiştir. Gelecek çalışmalarda önerilen bu latis yapılı modellerin eklemeli üretim tekniği ile üretilmesi ve deneylerinin gerçekleştirilmesidir. Üretim tekniği olarak eklemeli üretimin belirtilmesinin sebebi, bu teknik ile karmaşık yapıların üretimi gerçekleştirilebilmekte ve mekanik ve biyolojik iyileşmelere katkı sunmaktadır. Aynı zamanda iyi bir mukavemet değerinde hafif modeller üretilmektedir. Latis yapılar dahil olduğu parçayı hafifletmektedir. Bu teknik ile elde edilen parçalar deney sonuçlarına göre değerlendirilebilir. Aynı zamanda sonlu eleman analiz sonuçlarıyla karşılaştırılabilir.

Sonlu elemanlar tekniğiyle farklı analizler gerçekleştirilerek çalışma geliştirilebilir. Yorulma analizleri buna örnek gösterilebilir.

Latis hücre boyutu 10 mm olarak sabit tutulmuş olup, farklı gözeneklilik değerinde kaval bileşen tasarlamak için latis yapının farklı strut çapları tercih edilmiş ve modellerin sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilerek değerlendirmeler yapılmıştır. Kemik gözenek özelliğine yakın olması için daha küçük hücre boyutu ve gözeneklilik artışı gereklidir. Böylece kemik içe büyümesine ve biyoyumluluğa destek olacak fiziki özellik sağlanmış olacaktır. Mekanik özelliklerin olduğundan iyi bir noktaya getirilmesi yani iyileştirilmesi için küçük hücre boyutunda latis yapılar tercih edilebilmektedir. Farklı latis yapıları, farklı hücre boyutları ve farklı gözeneklilik değerleri seçilerek modellerin karşılaştırılması gerçekleştirilebilir.



KAYNAKLAR

- Arab, A. Z. E.-A., Merdji, A., Benaissa, A., Roy, S., Bachir Bouiadjra, B.-A., Layadi, K., Ouddane, A., & Mukdadi, O. M. (2020). Finite-Element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total knee arthroplasty. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 192, 105446. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105446>
- Arabnejad, S., Burnett Johnston, R., Pura, J. A., Singh, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2016). High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints. *Acta Biomaterialia*, 30, 345-356. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.10.048>
- Başal, Ö. (2015). Biomechanics and Biomaterials (ss. 28-54). <https://doi.org/10.4328/DERMAN.3413>
- Benedetti, M., du Plessis, A., Ritchie, R. O., Dallago, M., Razavi, N., & Berto, F. (2021). Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 144, 100606. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2021.100606>
- Bircan, Ç. (2018). Diz Biyomekanigi. *Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation - Special Topics*, 11(3), 1-7.
- Buechel, F. F., & Pappas, M. J. (2015). Properties of Materials Used in Orthopaedic Implant Systems. İçinde F. F. Buechel & M. J. Pappas (Ed.), *Principles of Human Joint Replacement: Design and Clinical Application* (ss. 1-32). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-15311-7_1
- Du, Y., Liang, H., Xie, D., Mao, N., Zhao, J., Tian, Z., Wang, C., & Shen, L. (2019). Finite element analysis of mechanical behavior, permeability of irregular porous scaffolds and lattice-based porous scaffolds. *Materials Research Express*, 6. <https://doi.org/10.1088/2053-1591/ab3ac1>
- Eltlwawy, B., El-Midany, T., Fouda, N., & Eldesouky, I. (2021). Finite Element Assessment of a Porous Tibial Implant Design Using Rhombic Dodecahedron Structure. *Solid State Phenomena*, 318, 71-81. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/SSP.318.71>
- Eltlwawy, B., Fouda, N., & Eldesouky, I. (2022). Numerical Evaluation of a Porous Tibial-Knee Implant using Gyroid Structure. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 12(1), 75-82. <https://doi.org/10.31661/jbpe.v0i0.2005-1116>
- Eltlwawy, B., Fouda, N., El-Midany, T., & Eldesouky, I. (2023). Numerical assessment of advanced porous tibia implant designs based on different cellular structures. *Progress in Additive Manufacturing*, 8(5), 807-817. <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00358-8>

- Gibson, L. J. (2003). Cellular Solids. *MRS Bulletin*, 28(4), 270-274. <https://doi.org/10.1557/mrs2003.79>
- Guoqing, Z., Junxin, L., Chengguang, Z., Juanjuan, X., Xiaoyu, Z., & Anmin, W. (2021). Design Optimization and Manufacturing of Bio-fixed tibial implants using 3D printing technology. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 117, 104415. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104415>
- Hao, L., Rayment, D., Yan, C., Hussein, A., & Young, P. (2011). Design and additive manufacturing of cellular lattice structures. *Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping: Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping*, Leiria, Portugal, 28 September-1 October, 2011, 24. https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=Q002_TiMJ6kC&oi=fnd&pg=PA249&ots=kjosdRDj4v&sig=H7MULB1VB6AUeiM7Om4iN0SpcFo
- Howard, K. I., Miller, M. A., Damron, T. A., & Mann, K. A. (2014). The Distribution of Implant Fixation for Femoral Components of TKA: A Postmortem Retrieval Study. *The Journal of Arthroplasty*, 29(9), 1863-1870. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.04.014>
- Hussein, M. A., Mohammed, A. S., & Al-Aqeeli, N. (2015). Wear Characteristics of Metallic Biomaterials: A Review. *Materials*, 8(5), 2749-2768. <https://doi.org/10.3390/ma8052749>
- ISO 13314:2011. (t.y.). ISO. Geliş tarihi 28 Mart 2024, gönderen <https://www.iso.org/standard/53669.html>
- J., P., M, A., & D., V. (2020). Healthy Gait: Review of Anatomy and Physiology of Knee Joint. *International Journal of Current Research and Review*, 12, 01-08. <https://doi.org/10.31782/IJCRR.2020.12061>
- Kennedy, F. E., Wongseedakaew, K., McHugh, D. J., & Currier, J. H. (2013). Tribological conditions in mobile bearing total knee prostheses. *Tribology International*, 63, 78-88. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.03.011>
- Kladovasilakis, N., Bountourelis, T., Tsongas, K., & Tzetzis, D. (2023). Computational Investigation of a Tibial Implant Using Topology Optimization and Finite Element Analysis. *Technologies*, 11(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/technologies11020058>
- Koh, Y.-G., Park, K.-M., Lee, J.-A., Nam, J.-H., Lee, H.-Y., & Kang, K.-T. (2019). Total knee arthroplasty application of polyetheretherketone and carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone: A review. *Materials Science and Engineering: C*, 100, 70-81. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.02.082>
- Koluçık, S., Can, M., Bahçe, E., & Emir, E. (2019). Bağ Kesen Total Diz Protezinde Post Geometrisinin Konveks ve Konkav Durumunun Aşınmaya Etkisinin SEA ile Araştırılması. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 9(1), Article 1.
- Korkmaz, İ. H., Kaymaz, İ., Medetalibeyolu, F., & Yıldırım, Ö. S. (2012). Çift Katmanlı Kemik Modeli İle Diz Protezi Dizilimi Eldesi Ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. *Sakarya University Journal of Science*, 16(3), Article 3. <https://doi.org/10.16984/saufbed.33286>

- Li, X., Chua, J. W., Yu, X., Li, Z., Zhao, M., Wang, Z., & Zhai, W. (2024). 3D-Printed Lattice Structures for Sound Absorption: Current Progress, Mechanisms and Models, Structural-Property Relationships, and Future Outlook. *Advanced Science*, 11(4), 2305232. <https://doi.org/10.1002/advs.202305232>
- Maconachie, T., Leary, M., Lozanovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O., & Brandt, M. (2019). SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Materials & Design*, 183, 108137. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108137>
- Mao, S., Liu, Y., Wang, F., He, P., Wu, X., Ma, X., & Luo, Y. (2023). Design and biomechanical analysis of patientspecific porous tantalum prostheses for knee joint revision surgery. *International Journal of Bioprinting*, 9(4), 735. <https://doi.org/10.18063/ijb.735>
- Masouros, S. D., Bull, A. M. J., & Amis, A. A. (2010). (I) Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*, 24(2), 84-91. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2010.03.005>
- Matsushita, T., & Takahashi, H. (2019). 17—Orthopedic applications of metallic biomaterials. İçinde M. Niinomi (Ed.), *Metals for Biomedical Devices* (Second Edition) (ss. 431-473). Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102666-3.00017-1>
- MD, R. M. P. (2022, Ocak 24). Knee Anatomy | Specialist | Sugar Land, Pearland, Houston, TX. Ronak Mukesh Patel MD | Hip, Knee and Shoulder Specialist | Orthopedic Surgeon | Houston, Sugar Land, Pearland TX. <https://houstonssportsortho.com/knee-joint-anatomy-specialist-sugar-land-pearland-houston-tx/>
- Mehboob, H., Tarlochan, F., Mehboob, A., Chang, S.-H., Ramesh, S., Harun, W. S. W., & Kadirgama, K. (2020). A novel design, analysis and 3D printing of Ti-6Al-4V alloy bio-inspired porous femoral stem. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(9), 78. <https://doi.org/10.1007/s10856-020-06420-7>
- Mestar, A., Zahaf, S., Zina, N., & Boutaous, A. (2018). Numerical Study of the Effect of Elastomer and Cement of Stress Absorbers on the Reduction of Stresses in Tibia and Tibial Bone Analysed by Finite Element Method. *Nano Biomedicine and Engineering*, 10(1). <https://doi.org/10.5101/nbe.v10i1.p56-78>
- Murat, F., Korkmaz, İ. H., Şensoy, A. T., & Kaymaz, İ. (2019). Eklemeli Üretim İle Elde Edilen Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli İmplantlar. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 7(3), 540-553. <https://doi.org/10.29109/gujsc.524165>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2013). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (s. 454).
- Osteoarthritis of the knee: What different types of knee implants are there? (2019). İçinde *InformedHealth.org* [Internet]. Institute for Quality and Efficiency in Health Care (IQWiG). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK544988/>
- Özer, G. (2020). Eklemeli Üretim Teknolojileri Üzerine Bir Derleme. *Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 9(1), Article 1. <https://doi.org/10.28948/ngumuh.626011>

- Pande, S., & Dhattrak, P. (2021). Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review. *Materials Today: Proceedings*, 46, 756-762. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.465>
- Papas, P. V., Cushner, F. D., & Scuderi, G. R. (2018). The History of Total Knee Arthroplasty. *Techniques in Orthopaedics*, 33(1), 2. <https://doi.org/10.1097/BTO.0000000000000286>
- Rabuan, N., Mohd, S., Hp, Y., Afzan, M., & Shuib, S. (2023). Structural Performance of Ti6Al4V Tibial Tray in Total Knee Arthroplasty (TKA) by Functionally Graded Lattice Structures using Numerical Analysis. *Journal of Mechanical Engineering*, SI 12, 153-172. <https://doi.org/10.24191/jmeche.v12i1.24643>
- Rahimizadeh, A., Nourmohammadi, Z., Arabnejad, S., Tanzer, M., & Pasini, D. (2018). Porous architected biomaterial for a tibial-knee implant with minimum bone resorption and bone-implant interface micromotion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 78, 465-479. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.11.041>
- Rezapourian, M., Jasiuk, I., Saarna, M., & Hussainova, I. (2022). Selective Laser Melted Ti6Al4V Split-P Tpm Lattices for Bone Tissue Engineering (SSRN Scholarly Paper 4281376). <https://papers.ssrn.com/abstract=4281376>
- Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K. (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases : WJCC*, 3(1), 52-57. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v3.i1.52>
- Sarraf, M., Rezvani Ghomi, E., Alipour, S., Ramakrishna, S., & Liana Sukiman, N. (2022). A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. *Bio-Design and Manufacturing*, 5(2), 371-395. <https://doi.org/10.1007/s42242-021-00170-3>
- Schaedler, T. A., & Carter, W. B. (2016). Architected Cellular Materials. *Annual Review of Materials Research*, 46(Volume 46, 2016), 187-210. <https://doi.org/10.1146/annurev-matsci-070115-031624>
- Shenoy, R., Pastides, P. S., & Nathwani, D. (2013). (Iii) Biomechanics of the knee and TKR. *Orthopaedics and Trauma*, 27(6), 364-371. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2013.10.003>
- Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 21, 425-432. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.70813>
- Taheri, A., Farahmand, F., & Bahraminasab, M. (2024). Radially and axially graded cellular tibial stems for total knee replacement. *International Journal of Mechanical Sciences*, 263, 108772. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2023.108772>
- Tan, X. P., Tan, Y. J., Chow, C. S. L., Tor, S. B., & Yeong, W. Y. (2017). Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 76, 1328-1343. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.094>

- Turan, K. (2022, Eylül 5). Diz Anatomisi. Kayhan Turan | Robotik Ortopedi Cerrahi Derneği Başkanı. <https://kayhanturan.com/blog/diz-eklem-anatomisi/>
- Uluçay, Ç. (2005). Diz osteoartritinde artroskopik debridman ve viskosüplemantasyonun yeri. Uzmanlık tezi, Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2.
- Wang, C., Sun, B., Zhang, Y., Wang, C., & Yang, G. (2022). Design of a Novel Trabecular Acetabular Cup and Selective Laser Melting Fabrication. *Materials*, 15(17), Article 17. <https://doi.org/10.3390/ma15176142>
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., Qian, M., Brandt, M., & Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127-141. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.012>
- Weißmann, V., Wieding, J., Hansmann, H., Laufer, N., Wolf, A., & Bader, R. (2016). Specific Yielding of Selective Laser-Melted Ti6Al4V Open-Porous Scaffolds as a Function of Unit Cell Design and Dimensions. *Metals*, 6(7), Article 7. <https://doi.org/10.3390/met6070166>
- Yalçın, B., & Ergene, B. (2017). ENDÜSTRİDE YENİ EĞİLİM OLAN 3-D EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ VE METALURJİSİ. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), Article 3.
- Yan, W., Berthe, J., & Wen, C. (2011). Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling. *Materials & Design*, 32(4), 1776-1782. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.12.042>
- Yuan, L., Ding, S., & Wen, C. (2019). Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review. *Bioactive Materials*, 4, 56-70. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2018.12.003>
- Zhang, L., Tan, J., Meng, Z. D., He, Z. Y., Zhang, Y. Q., Jiang, Y. H., & Zhou, R. (2017). Low elastic modulus Ti-Ag/Ti radial gradient porous composite with high strength and large plasticity prepared by spark plasma sintering. *Materials Science and Engineering: A*, 688, 330-337. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2017.02.025>
- Zhang, M., Zhang, K., & Gong, H. (2022). Biomechanical Effects of Tibial Stems with Different Structures on Human Knee Joint after Total Knee Arthroplasty: A Finite Element Analysis. *Journal of Bionic Engineering*, 19(1), 197-208. <https://doi.org/10.1007/s42235-021-00103-x>
- Zhang, Y., Sun, B., Zhao, L., & Yang, G. (2023). Design and Manufacturing of a Novel Trabecular Tibial Implant. *Materials*, 16(13), Article 13. <https://doi.org/10.3390/ma16134720>
- Zhao, D., Huang, Y., Ao, Y., Han, C., Wang, Q., Li, Y., Liu, J., Wei, Q., & Zhang, Z. (2018). Effect of pore geometry on the fatigue properties and cell affinity of porous titanium scaffolds fabricated by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 478-487. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.048>



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Birgül ŞAHAN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2019, Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği
- **Lisans** : 2023, Anadolu Üniversitesi, Açıköğretim Fakültesi, Sağlık Yönetimi
- **Yüksek lisans** : 2024, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER:

- Birgül ŞAHAN, Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR (06.04.2024). Research of The Mechanical Behavior of Total Knee Replacement Tibial Component Designed in Lattice Porous Structure, ASES VIII. International Health, Engineering And Sciences Conference, İzmir, Türkiye.