

T.C.  
MALATYA TURGUT ÖZAL ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

GEOMETRİK TASARIM FARKLILIKLARINA SAHİP KALÇA  
İMLANTLARININ TASARIMI VE PERFORMANSLARININ  
İNCELENMESİ

NEFİSE KAYRAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KASIM 2024

## ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Geometrik Tasarım Farklılıklarına Sahip Kalça İmplantlarının Tasarımı ve Performanslarının İncelenmesi” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığını ve yararlandığım bütün kaynakların, hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

**Nefise KAYRAN**



# ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

## GEOMETRİK TASARIM FARKLILIKLARINA SAHİP KALÇA İMLANTLARININ TASARIMI VE PERFORMANSLARININ İNCELENMESİ

Nefise KAYRAN

Malatya Turgut Özal Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı

44+VIII sayfa

2024

Danışman: Doç. Dr. Aydan AKSOĞAN KORKMAZ

Kalça implantlarının tasarımında en iyiyi bulma ve mekanik özelliklerin araştırılması ile ilgili yapılan bu çalışmada öncelikle literatür taraması yapılmıştır. Kalça protezi ile ilgili yapılan çalışmalar, tasarımda optimizasyon çalışmaları, kalça protezinde kullanılan biyomalzemeler, kalça biyomekaniği ve kalça anatomisi incelenmiştir. Yaygın kullanıma sahip iki farklı tasarım geometrisi seçilmiştir ve SOLIDWORKS 3D CAD programı kullanılarak modellenmiştir. Modellenen kalça protezine en uygun malzeme Ti-6Al-4V alaşımı olarak belirlenmiştir. Bu malzeme kalça implantı malzemesi olarak kullanılmıştır. Hasta ağırlığına ve kalça biyomekaniğine bağlı olarak kalça eklemine uygulanan kuvvet belirlenmiştir. ANSYS programı aracılığıyla kalça implantlarının analizi yapılmıştır. K1 implantının tasarımında yapılan kanal yapılarının varlığı, implant sapında kalınlık artışı ve femur boynunda rib yapısı gibi iyileştirmelerin, implantın mekanik dayanımı ve yük taşıma kapasitesinde belirgin bir artış sağladığı görülmüştür. Elde edilen bu sonuçlara göre, K1 modelinin mekanik özelliklerinin K2 modeline göre daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.

ANAHTAR KELİMELEER: 3D CAD, SOLIDWORKS, ANSYS, Kalça implantı, Statik analiz.

## **ABSTRACT**

M.Sc. Thesis  
**DESIGN AND PERFORMANCE INVESTIGATION OF HIP IMPLANTS WITH  
GEOMETRIC DESIGN DIFFERENCES**

Nefise KAYRAN

Malatya Turgut Özal University  
Institute of Graduate Studies  
Department of Biomedical Engineering

44+VIII pages

2024

Supervisor: Assoc. Prof. Aydan AKSOĞAN KORKMAZ

In this study, finding the best in hip implant design and the investigation of mechanical properties of hip prostheses, firstly a literature review was first conducted. Studies on hip prosthesis, design optimization studies, biomaterials used in hip prosthesis, hip biomechanics and hip anatomy were examined. Two different design geometries wide spread use were selected and modeled using SOLIDWORKS 3D CAD program. The most suitable material for the modeled hip prosthesis was determined as Ti-6Al-4V alloy. This material was used as the hip implant material. Depending on the patient's weight and hip biomechanics, the force applied to the hip joint was determined. A analysis of hip implants was performed using the ANSYS program. It has been observed that improvements made in the design of the K1 implant, such as the presence of channel structures, increased thickness of the implant stem and rib structure in the femoral neck, provide a significant increase in the mechanical strength and load-carrying capacity of the implant. According to these results, it was concluded that the mechanical properties of the K1 model were more successful than the K2 model.

**KEYWORDS:** 3D CAD, SOLIDWORKS, ANSYS, Hip implant, Static analysis.

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimim boyunca, sabırla ve ilgiyle bana yol gösteren, saygıdeğer hocam, Doç. Dr. Aydan AKSOĞAN KORKMAZ'a, yardımlarından ötürü değerli arkadaşım Dr. Ziya NURİ'ye ve hayatım boyunca desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

**Nefise KAYRAN**



## İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ .....	i
ÖZET .....	ii
ABSTRACT .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	viii
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL TEMELLER .....	2
2.2. Kalça Eklemi Anatomisi .....	5
2.2.1. Pelvis .....	6
2.2.1.1. İlium .....	6
2.2.1.2. İskium .....	6
2.2.1.3. Pubis .....	6
2.2.2. Femur .....	7
2.2.3. Asetabulum .....	8
2.2.4. Eklem ligamentleri .....	8
2.2.4.1. Kapsüler ligamentler .....	8
2.2.4.2. İntrakapsüler ligamentler .....	9
2.3. Kalça Ekleminin Hareketleri ve Biyomekaniği .....	10
2.4. Biyomalzemeler .....	12
2.4.1. Metalik biyomalzemeler .....	17
2.4.1.1. Paslanmaz çelikler .....	17
2.4.1.2. CoCr alaşımları .....	18
2.4.1.3. Titanyum alaşımları .....	18
2.4.2. Seramik biyomalzemeler .....	19
2.4.2.1. Alümina .....	19
2.4.2.2. Karbon Seramikler .....	20
2.4.2.3. Hidroksiapatit .....	20
2.4.2.4. Zirkonyum .....	21
2.4.3. Polimer biyomalzemeler .....	22
2.4.3.1. Polietilen .....	22
2.4.3.2. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) .....	22
2.4.3.3. Polieteterketon (PEEK) .....	22
2.4.3.4. Polimetilmetakrilat (PMMA) .....	22
2.5. Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri .....	23
2.6. Literatür Taraması .....	25
3. MATERYAL ve YÖNTEM .....	28
3.1. Protez Tasarımının Modellenmesi .....	28
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA .....	31
4.1. Kalça İmplantı Modelinin Dinamik ve Statik Analizi .....	31
4.1.1. Kalça implantı modelinin açık (explicit) dinamik analizi .....	31
4.1.2. Kalça implantı modelinin statik analizi .....	36
5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	40
KAYNAKLAR .....	42
ÖZGEÇMİŞ .....	44

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
ANSYS	: Ansys Engineering Simulation Software
C	: Karbon
Co	: Kobalt
E	: Elastisite Modülü
HA	: Hidroksiapatit
ISO	: Uluslararası Standart Organizasyonu
kg	: Kilogram
Mo	: Molibden
Pa	: Paskal
PEEK	: Poliariletereterketon
PMMA	: Polimetilmetakrilat
TKA	: Total kalça artroplastisi
UHMWPE	: Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Smith-Petersen'in 1925'te yaptığı cam kalıplar ve 1937'de vitalliumdan yaptığı artroplasti evrimi (1925-1938) .....	4
Şekil 2.2. Total kalça protezi ve bileşenleri .....	5
Şekil 2.3. Sağlıklı ve osteoartritli kalça eklemi.....	6
Şekil 2.4. Pelvisin'in anatomik yapısı ve kısımları.....	7
Şekil 2.5. Femurun anatomik yapısı önden ve arkadan görüntüsü .....	7
Şekil 2.6. Asetabular yuva .....	8
Şekil 2.7. Kapsüler ligamentler .....	9
Şekil 2.8. Eklem kapsülünün yandan açılmış görüntüsü .....	9
Şekil 2.9. Kalça biyomekaniği .....	12
Şekil 2.10. Çekme ve basma kuvveti altında kalan malzemede meydana gelen uzunluk değişimi.....	13
Şekil 2.11. Yorulma gerilmesinin döngü sayısına bağlı olarak değişimi.....	14
Şekil 2.12. Gerilme ve gerinim grafiği.....	15
Şekil 2.13. Sağlıklı bir kalça ekleminde meydana gelen dengeli yük gerilmesi (a) ve total kalça implantı olan hastada meydana gelen simetrik olmayan yük gerilmesi (b).....	24
Şekil 2.14. Kalça implantının proksimal ve lateral düzlemdeki açısal konumu .....	27
Şekil 3.1. K1 implant tasarımının çeşitli açılardan görünüşü .....	28
Şekil 3.2. K1 implant tasarımının teknik resmi.....	29
Şekil 3.3. K2 implant tasarımının çeşitli açılardan görünüşü .....	29
Şekil 3.4. K2 implantı tasarımının teknik resmi .....	30
Şekil 4.1. Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri .....	31
Şekil 4.2. Açık dinamik analizde K1 ve K2 kalça implantında sabitlenen bölgeler ve yüklenme durumu .....	32
Şekil 4.3. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde total deformasyon sonuçları .	33
Şekil 4.4. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde normal gerilim sonuçları .....	33
Şekil 4.5. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde Von-Mises gerilme sonuçları .....	34
Şekil 4.6. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde normal elastik strain sonuçları .....	35
Şekil 4.7. Statik analizde K1 ve K2 kalça implantlarında sabitlenen bölgeler ve yüklenme durumu .....	36
Şekil 4.8. Kalça implantlarının statik analizlerinde total deformasyon sonuçları.....	37
Şekil 4.9. Kalça implantlarının statik analizlerinde normal gerilim sonuçları .....	37
Şekil 4.10. Kalça implantlarının statik analizlerinde Von-Mises gerilme sonuçları.....	38
Şekil 4.11. Kalça implantlarının statik analizlerinde normal elastik gerinim sonuçları.....	38
Şekil 4.12. Kalça implantlarının statik analizlerinde güvenlik faktörü sonuçları .....	39

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Kalça hareket genişlikleri .....	11
Çizelge 2.2. Yürüme esnasında kalça hareketleri .....	11
Çizelge 2.3. Biyomalzeme çeşitleri ve doku ile etkileşimi .....	16
Çizelge 2.4. Metalik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları .....	19
Çizelge 2.5. Seramik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları .....	21
Çizelge 2.6. Polimer biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları .....	23
Çizelge 2.7. Kalça implantında kullanılan biyomalzemelerin mekanik özellikleri ...	25



## 1. GİRİŞ

İmplant vücut içerisine ve canlı olan dokulara yerleştirilen vücudun uzuvlarını kısmen veya tamamen taklit etmek amacıyla tasarlanmış cansız maddeler olarak tanımlanmaktadır. Kalça implantı artroplastisi ise kalça eklemine zarar görmüş veya yıpranmış kısımlarının yapay bir implant ile değiştirilmesi olarak tanımlanmaktadır. Kalça artroplastisi ilk olarak 1890 yılında Gluck tarafından femur başının fildişi komponenti ile değiştirilmesi yöntemiyle gerçekleştirilmiştir. 1960'ların başında Charnley düşük sürtünme artroplastisi konseptini tanıtarak büyük bir ilerleme kaydetmiştir. Kalça implantı artroplastisinde 1890 yılından günümüze kadar birçok gelişme yaşanmıştır. Başarılı operasyon sayıları artmış olsa da kalça artroplastisi yapılan hastaların yaş ortalaması günümüzde azalmaktadır. Bu nedenle, en az komplikasyon riski taşıyan ve uzun süreli kullanım sağlayan kombinasyonları belirlemek için çeşitli malzemeler ve teknikler üzerinde sürekli çalışmalar yapılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, kalça implantı ve kalça eklemi artroplastisi ile ilgili kapsamlı bir literatür incelemesi yapılmıştır. Çalışmada, iki farklı kalça implantı geometrisi, SOLIDWORKS 3D CAD programı aracılığıyla modellenmiştir. Modelleme süreci, implantların anatomik özelliklerine ve biyomekanik gereksinimlerine uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan 3D modeller, ANSYS Products 2024 yazılımında hem statik hem de dinamik analizlere tabi tutulmuştur. Statik analizler, implantların yük altında gösterdiği davranışları ve deformasyonlarını değerlendirmeyi amaçlarken, dinamik analizler ise implantların hareketli durumlarda maruz kaldığı ani kuvvetler ve etkiler altında performansını değerlendirmek için yapılmıştır. Analiz sonuçları, implant tasarımlarının kalça biyomekaniğine olan uyumunu ortaya koymuş ve bu doğrultuda hangi implantın daha iyi performans gösterdiği belirlenmiştir. Elde edilen bulgular, kalça implantlarının kullanım konforunu artırabileceğini ve uzun süreli dayanıklılığını destekleyebileceğini ortaya koymaktadır.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

Günümüzde yaygın olarak kullanılan çeşitli kalça implantı tasarım tipleri incelenmiş ve bunlar göz önünde bulundurularak iki farklı kalça implantı tasarım geometrisi oluşturulmuştur. Bu tasarımlar, SOLIDWORKS 3D CAD programı aracılığıyla modellenmiştir. SOLIDWORKS, tıbbi cihazlar da dahil olmak üzere mühendislik tasarımlarında yaygın olarak kullanılan, dünya genelinde yüz binlerce şirket ve milyonlarca mühendis tarafından tercih edilen bir yazılımdır. Bu program, mühendislerin karmaşık geometrileri ve mekanik özellikleri etkili bir şekilde tasarlamasına olanak tanımaktadır. Kalça implantı tasarım sürecinde, SOLIDWORKS'ün sunduğu parametrik modelleme özellikleri kullanılarak, implantın boyutları ve şekli kolayca değiştirilebilmiş ve farklı tasarım alternatifleri oluşturulmuştur. Bu sayede, implantların hem estetik hem de fonksiyonel açıdan hasta anatomisine en iyi şekilde uyum sağlaması hedeflenmiştir.

Kalça implantının, kemik dokusunun mekanik özelliklerine en yakın değerlere sahip olabilmesi için uygun biyomalzeme seçenekleri araştırılmıştır. Metalik, seramik ve polimer biyomalzemeleri arasında, malzeme özellikleri dikkate alınarak en uygun seçenek belirlenmiş ve bu malzeme, modelleme sürecinde kullanılmıştır. Modelleme aşamasının ardından, tasarımlar ANSYS 2024 yazılımında hem statik hem de açık(explicit) dinamik analizlere tabi tutulmuştur. Sonlu Elemanlar Yöntemi (FEM), karmaşık mühendislik problemlerini çözmek için etkili bir sayısal analiz tekniği olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, bir yapının fiziksel davranışını incelemek amacıyla, yapıyı daha küçük parçalara (elemanlara) böler. Her bir eleman, belirli fiziksel özelliklere ve sınır koşullarına sahip basit bir şekil olarak modellenir. Bu süreçte, elemanlar genellikle düğüm noktaları ile tanımlanır; düğümler, elemanın köşe noktalarıdır ve elemanın deformasyonunu belirlemede kritik bir rol oynar. Tetrahedron (dört yüzlü) gibi üç boyutlu elemanlar, karmaşık geometrilerin ve malzeme özelliklerinin daha doğru bir şekilde temsil edilmesine olanak sağlar. Bu tür elemanlar, her bir düğümdeki fiziksel özellikleri hesaplayarak, yapının genel davranışını simüle eder. Böylece, karmaşık geometriler ve malzeme özellikleri, daha basit hesaplamalarla etkili bir şekilde analiz edilebilir. Kalça implantı tasarımı ve analizi sürecinde FEM kullanılarak implantın mekanik özellikleri detaylı bir şekilde incelenmiştir. Statik analiz ile implantların belirli bir yük altında gösterdiği deformasyonlar ve gerilme dağılımları incelenirken; açık

(explicit) dinamik analiz, implantların zıplama, koşma gibi anlık yüklemelere maruz kaldığı durumları değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Bu analizler, kalça implantının dinamik yükler altındaki performansını ortaya koymak ve biyomekaniğe en iyi uyum sağlayan tasarımı belirlemek için kritik öneme sahiptir. Kalça implantı modellemesinde iyileştirmeler yapılabilmesi için, kalça implantının tarihi, kalça eklemi anatomisi, kalça biyomekaniği ve kalça implantı imalatında kullanılacak biyomalzemelerin incelenmesi önem arz etmektedir.

## 2.1. Kalça İmplantı Tarihi

Kalça implantının bugünkü durumunu iyi kavramak, değerlendirmek ve iyileştirmeler yapılabilmesi için kalça implantının tarihsel gelişiminin araştırılması gerekmektedir. Günümüzde, kalça implantı ameliyatı ortopedik cerrahi alanında büyük bir başarı hikayesi olarak kabul edilmektedir. Modern total kalça implantı tasarımları, hastaların yaşadığı hareket kısıtlılığı, ağrı ve günlük yaşamlarını olumsuz etkileyen fonksiyonel kayıplara etkili ve uzun vadeli çözümler sunmaktadır. Biyomalzemelerdeki gelişmeler, kalça eklemi biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması, ilerleyen cerrahi teknikler ve farklı sterilizasyon yöntemleri sayesinde, bazı tasarım geometrileri zaman içinde gelişerek günümüze kadar varlığını sürdürmüştür. Bununla birlikte bazı kalça implantları da zaman içinde negatif durumlar ile karşılaştığı için zamanla kullanımdan kaldırılmıştır. Kalça implantları, ilk kullanılmaya başladıkları dönemden itibaren bu alanda incelemeler yapan bilim insanlarının deneyimleri sayesinde deneme-yanılma yöntemi ile sürekli en iyi çözümü arayarak gelişimlerini sürdürmektedir. 19. yüzyılın sonlarında, artritli kalçaların tedavisinde fasya gibi çeşitli dokular denenmiştir. Artrotik yüzeylerin arasına cam, fildişi, bakalit, altın veya gümüş gibi materyaller yerleştirilerek hastalığın ilerlemesi engellenmeye çalışılmıştır. Kalça implantı olarak kabul edilen ilk çalışma 19. yüzyılın sonlarında Almanya'da Gluck tarafından femur başının fildişi ile imal edilmiş bir femur başı ile değiştirmesi işlemiyle gerçekleştirilmiştir. Fildişinden yapılmış olan kalça implantı vidalar ve bir çeşit çimento ile tespiti (sabitlenmesi) sağlanmıştır.

İnterpozisyon artroplastisi bozulmuş eklem yüzeylerindeki kemik kırık dokularının çıkarılması sonrasında yerinde yumuşak doku getirilmesi ameliyatıdır. Smith-Petersen, interpozisyon artroplastisinde kullanılacak biyomalzemeler üzerine yaptığı çalışmalar sonucunda 1923 yılında camdan üretilmiş olan kapları

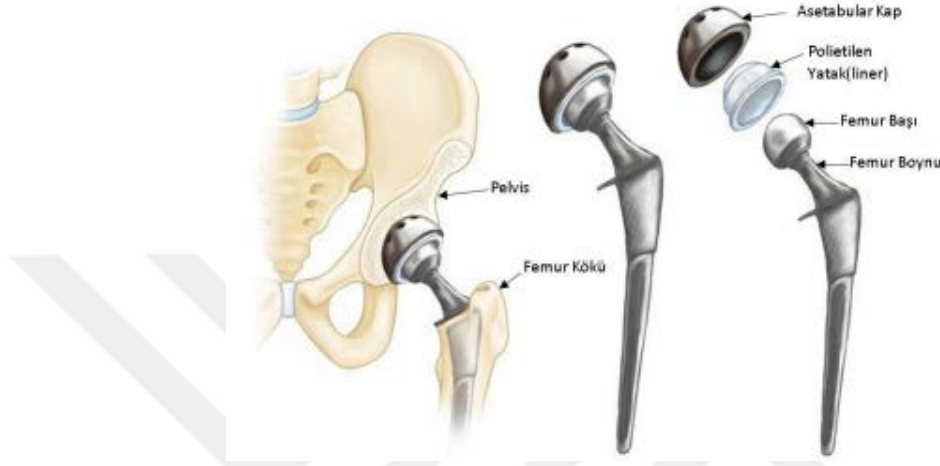
denemiştir. Ancak bu kapların kısa bir zamanda kırıldığı gözlemlenmiştir. Bu sebeple ilerleyen zamanlarda yapay bir reçine olan bakalite yönelme başlamıştır. Fakat yapay bir reçine olan bakalitle de olumlu sonuçlar elde edilememiştir. İlk interpozisyon artroplastisi denemesinden 15 yıl sonra krom, kobalt ve molibden alaşımı olan vitalyumla üretilmiş olan metal kapların kullanımına başlanmıştır. Şekil 2.1'de Smith-Petersen'in 1925'te yaptığı cam kalıplar ve 1937'de vitalyumdan imal ettiği kaplar gösterilmiştir. Yapılan uygulamada hedef, eklem yüzeyinde hiyalin kırıldak gibi birbirine uyumlu bir yüzey oluşturulması ve ikinci bir işlem ile kapların çıkarılmasıdır. Fakat uzun yıllar artroz (eklem kireçlenmesi) nedeniyle ağrı şikayeti olan hastaların büyük bir kısmının ikinci bir işlemi kabul etmediği belirtilmiştir. Smith Petersen ile uygulanmaya başlanan vitalyumdan üretilmiş olan kapların interpozisyon artroplastisinde kullanımı bir girişim olmaya devam edecektir. Femur başına ve uyluk kemiğine uygulanan metal-metal yüzeyli kalça implantının kullanılmaya başlanmasından 15-20 yıl sonra metalin sürtünmeye, aşınmaya ve korozyona uğrayıp sorun yaşattığı görülmüştür [1].



**Şekil 2.1.** Smith-Petersen'in 1925'te yaptığı cam kalıplar ve 1937'de vitaliumdan yaptığı artroplastisi evrimi(1925-1938)

Kaya vd. [2]'nin belirttiği bilgilere göre 1960'ların ortalarında kalça artroplastisi alanında devrim niteliğinde bir gelişme yaşandı. Charnley bu çalışmasıyla düşük sürtünme artroplastisi kavramını ilk defa ortaya çıkartmıştır. Femura giren sap ile asetabular kabı kemik çimentosu Polimetilmetakrilat (PMMA) ile sabitlenmesi sağlanmıştır. Çimentosuz sapla çimentolu asetabular kabın kombine olarak kullanılması kalça artroplastisi tekniğini değiştirmiştir. Bu durum kalça artroplastisi başarı oranının en üst dereceye ulaşmasını sağlamıştır. Hastalara yapılan kalça implantı ameliyatlarındaki başarı oranı artmıştır. Bununla birlikte kalça implantı uygulama teknikleri de belirlenmiştir. Fakat kalça implantı uygulanan

hastaların yaş ortalaması her geçen gün düşmektedir. Bu sebeplerle ameliyat sonrasında olumsuz durum yaşanmasını engelleyen ve en uzun kullanım ömrüne sahip olan kombinasyonu bulmak amacıyla farklı biyomalzeme seçenekleri ve teknikler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Total kalça implantının bileşenleri Şekil 2.2’de gösterilmektedir. Bilim insanlarının kliniklerinde ya da evlerinde başlayan bu serüven en iyiyi bulma arzusuyla günümüzde de hız kesmeden devam etmektedir.



**Şekil 2.2.** Total kalça protezi ve bileşenleri

## 2.2. Kalça Eklemi Anatomisi

Kalça eklemi, vücudun ağırlığının büyük bir kısmını taşıyan eklemlerinden biridir ve femur ile pelvis arasında bulunmaktadır. Bu eklem bir top ve bu topun yerleştiği soket tipi bir eklemdir. Bu top femur başıdır yuva ise asetabulumdan meydana gelir. Kalça eklemi, üç düzlemde hareket yeteneğine sahip olan bir eklemdir. Kalça eklemi alt uzuvlar ile pelvisi birleştirir ve stabilite ile yük taşıma görevine odaklanmıştır, geniş eklem hareketi ise ikincil bir görevidir. Sağlıklı bir eklem, vücut ağırlığını taşıırken birlikte, uyum içinde ve ağrı yaratmadan hareket etmelidir. Sağlıklı bir kalça eklemi, bileşenler arasındaki hassas uyum sayesinde günlük fonksiyonları gerçekleştirir [3].

Sağlıklı bir kalçada hiyalin kıkırdak adı verilen yumuşak ama yüzeyi cam gibi aşırı kaygan olan doku; topun ve soketin yüzeyini kaplar ve rahat hareket edebilmemiz için birbirleri üzerinde kaymalarını sağlamaktadır. Bu kıkırdak aşınır veya hasar görürse önce eklem aralığı daralır, aşınma artarsa kemikler zamanla birbirleriyle sürtünür ve bu aşırı yükü taşıyabilmek için sertleşmektedir. Şekil 2.3’de

sağlıklı ve osteoartritli kalça eklemi görülmektedir. Osteoartrit denilen bu durum kalça ekleminde hareket kısıtlılığına ve/veya ağrıya neden olmaktadır [4].



Şekil 2.3. Sağlıklı ve osteoartritli kalça eklemi

### 2.2.1. Pelvis

Pelvis, yanlarda ve önde iki kalça kemiğiyle arkada da sakral kemik ve koksigeal kemiklerin birleşmesiyle oluşur. Koksia kemiği ise ilium, iskium ve pubis diye adlandırılan üç farklı kemiğin birleşiminden oluşmaktadır [5].

#### 2.2.1.1. İlium

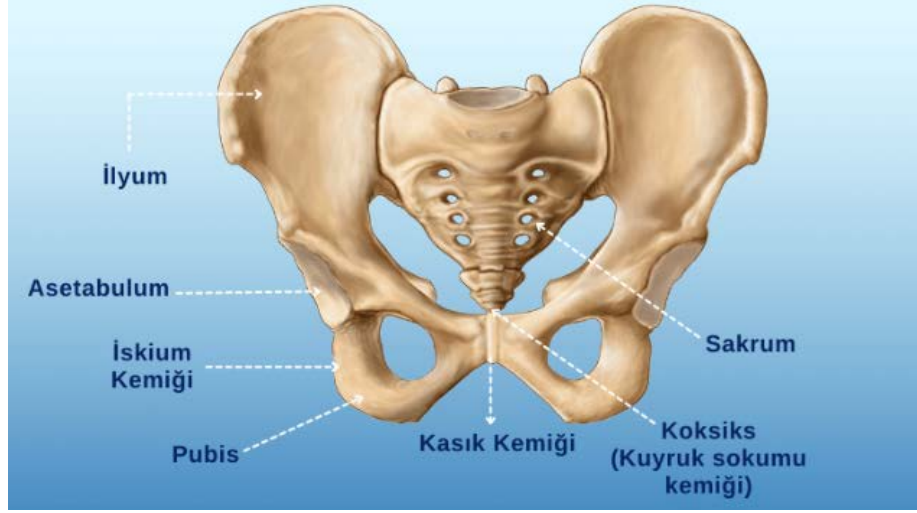
İlium, kalça kemiğinin en geniş yer kaplayan ve en üst kısmında bulunan parçasıdır ve asetabulumun 2/5'ini oluşturmaktadır [6].

#### 2.2.1.2. İskium

Koksanın arka ve alt kısmında bulunan kemiktir ve korpus ve ramus adı verilen iki parçadan oluşur. Korpus kısmı, asetabulumun yapısına katılır ve asetabulumun yaklaşık %40'ını meydana getirir [7].

#### 2.2.1.3. Pubis

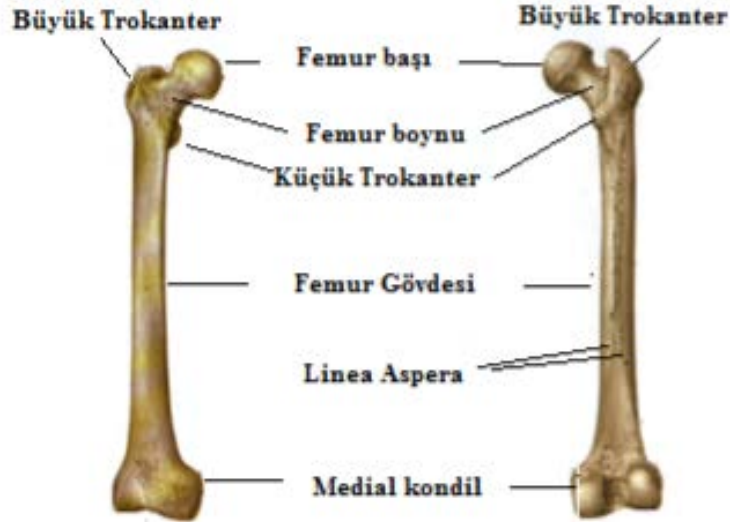
Koksanın ön ve alt kısmında bulunan kemiktir. Asetabulumun ön kısmının yaklaşık %20'sini meydana getirir. Sağ ve sol korpuslarda bulunan eklem yüzeyleri, az hareketli bir eklem olan simfizispubis ile birleşir. Şekil 2.4'de pelvisi oluşturan yapılar gösterilmiştir [7,8].



**Şekil 2.4.** Pelvisin'in anatomik yapısı ve kısımları

### 2.2.2. Femur

Femur, kalça anatomisindeki en önemli yapılardan biridir. Halk arasında uyluk kemiği olarak bilinen femur, insan vücudunun en uzun kemiklerin biridir. Femur başı, uyluk kemiğinin en üst kısmını oluşturur ve eklemin top kısmını temsil eder. Top şeklinde olan femur başı, asetabulum yuvasına yerleşerek kalça eklemine oluşturur. Femur başı, asetabulum içinde serbestçe dönme ve kayma hareketleri yaparak geniş hareket açıklığı sağlar [9,10]. Şekil 2.5'de femurun anatomik yapısı gösterilmektedir.



**Şekil 2.5.** Femurun anatomik yapısı önden ve arkadan görüntüsü

### 2.2.3. Asetabulum

Asetabulum, femur başını saran derin, yarım küre şeklinde bir yuvadır. Asetabulumun alt kenarı açıktır. Alt kısımdaki bu açıklık "asetabular çentik" olarak isimlendirilmektedir. Alt kısımda asetabulum genişlemektedir ve asetabular çentiği örten transversasetabular bağa geçiş yapmaktadır [11]. Şekil 2.6'da asetabular yuva gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Asetabular yuva

### 2.2.4. Eklem ligamentleri

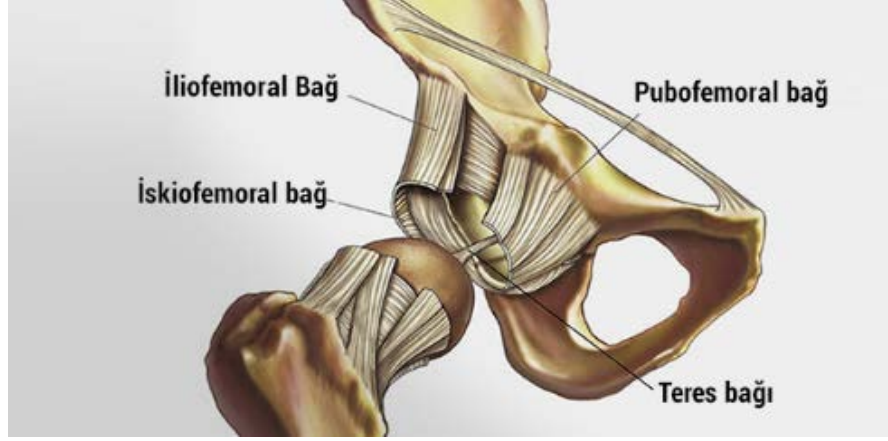
#### 2.2.4.1. Kapsüler ligamentler

**İliofemoral bağ:** İlium ile femur başı ve femur boynu arasında yer almaktadır. Bu parça iki ana kısımdan oluşmaktadır. Lateral kısmı 2452.5 N'a, medial kısmı ise 981 N'a karşı koyabilmektedir. Abdüksiyon (bacağın içe veya dışa dönmesi) ve ekstansiyonda (bacağın arkaya doğru esnemesi) gerilerek eklem kontrol edilmesini sağlamaktadır.

**İschiofemoral bağ:** İschium ile femurun baş ve femur boynu arasında bulunmaktadır. Bu bağ kalçanın ekstansiyonunda ve internal rotasyonunda gerilir.

**Pubofemoral bağ:** Pubis ve femur başı ve femur boynu arasında bulunan medialdeki bir bağdır. Abdüksiyonun da denetlenmesini sağlamaktadır.

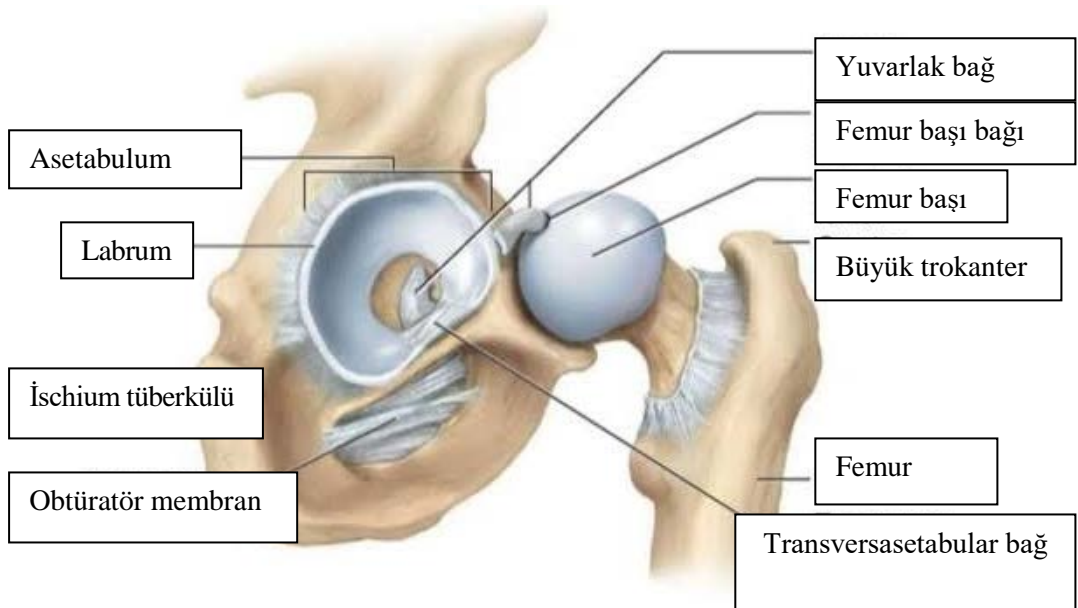
**Teres bağ:** Kalça eklemine kontrol edilmesinden daha fazla femur başının beslenmesinde görevi vardır [12]. Kalça eklemine bulunan kapsüler ligamentler Şekil 2.7'de gösterilmektedir.



Şekil 2.7. Kapsüler ligamentler

#### 2.2.4.2. İntrakapsüler ligamentler

Kalçada bulunan intrakapsüler bağlar transvers asetabularbağ ve kapitis femoris bağıdır. Transvers asetabular bağ, asetabular çentiğe yapışmaktadır. Transvers asetabular bağın alt tarafında bulunan boşluktan kalça ekleminin damar ve sinirleri geçmektedir. Kapitis femoris bağı ise yassı ve üçgen şeklinde bir bağıdır ve asetabular çentik ile fovea kapitis femoris arasında uzanmaktadır. Kapitis femoris bağının içinden obturator arterin bir bağlantısı geçer ve bu bağlantı femur başını beslemektedir. Bu iki bağ, kalçanın kontrol edilmesinden ziyade beslenmesinden sorumlu olan bağlardır [13]. Eklem kapsülünün yandan açılmış hali Şekil 2.8’ de gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Eklem kapsülünün yandan açılmış görüntüsü

### 2.3. Kalça Eklemine Hareketleri ve Biyomekaniği

Kalça eklemi, özel bir anatomik yapıya sahip olmasından dolayı geniş bir eklem hareket açıklığına sahiptir. Buna göre kalça eklemine hareketleri aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

- Fleksiyon: bir eklemi meydana getiren parçaların arasındaki açının azalması,
- Ekstansiyon: bir eklemi meydana getiren parçaların arasındaki açının artması,
- Addüksiyon: bacağın vücudun orta hattına yaklaşması
- Abdüksiyon: vücudun orta hattından uzaklaşması [14].

Kalça eklemi bu hareketlerin yapılmasını sağlayan kaslarla çevrilidir. Kalça biyomekaniğinin öğrenilmesi; kalçanın fonksiyonunun anlaşılması, kalçada oluşan problemlerle ilgili tedavi tekniklerinin geliştirilmesi, tedavi edici girişimlerin planlanması kalça implantlarının geliştirilmesinde çok önemli bir yere sahiptir. Kalça eklemi sürekli olarak az veya çok bir miktar yüke maruz kalır. Bu yük; bir yerden inme, koşma, bir yere çıkma, oturma, çömelme gibi hareketleri yaparken farklı değerlerde olur. Kalça eklemine hareketine, pelvisin de hareketi etkimektedir. Yapılan bir araştırmada; dizler fleksiyondayken kalça fleksiyonunun yaklaşık %25'sinin lumbopelvik rotasyonla sağlandığı, dizler ekstansiyondayken ise bu oranın yaklaşık %40 olduğu bulgusuna ulaşılmıştır [15]. Günlük hayatta yaptığımız aktivitelerde olması gereken kalça hareket genişlikleri Çizelge 2.1'de gösterilmektedir. Yaşlandıkça kalçada fleksiyonla ekstansiyon arasındaki hareket açıklığı ve adım aralığı azalmaktadır. Yürüme eylemi sırasında meydana gelen kalça hareketleri ile ilgili detaylı bilgi Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

Kalça üzerine etkiyen kuvvetlerin ölçülmesi, ancak kalça implantı girişimleri sonrasında mümkün olmuştur. Tek bacak üzerinde duruş sırasında, serbest vücut diyagramında kalça eklemi üzerine etkiyen yükler ortopedi literatüründe sıkça tartışılan bir konudur. Endoprotetik girişimler sonrasında yapılan kuvvet ölçümleri, kalçanın dengede olabilmesi için gereken kuvveti statik olarak ve sadece frontal düzlemde gösterebilmektedir. Yapılan kuvvet ölçümlerine göre, kalça eklemine;

yerçekimi kuvveti, abduktör kol kuvveti (pelvisi dengede tutmaya çalışan kuvvet) ve eklem tepki kuvveti (femur başına binen toplam kuvvet) etki etmektedir.

Çizelge 2.1. Kalça hareket genişlikleri [12]

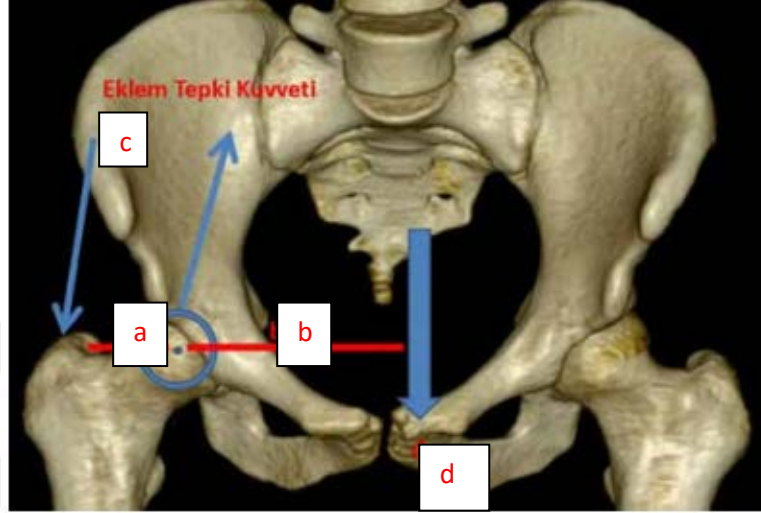
<b>Aktivite</b>	<b>Hareket düzlemi</b>	<b>Hareket açısı(derece)</b>
Ayakkabı bağlama(ayak yerde)	sagital	124
	Sagital	110
Ayakkabı bağlama(ayak karşı uylukta)	frontal	19
	transvers	15
	frontal	23
Sandalyeye oturup kalkma	transvers	33
	Sagital,	104
	frontal	20
Yerden bir nesne almak amacıyla alçalma	transvers	17
	Sagital,	117
	frontal	21
Çömelme	transvers	18
	Sagital,	122
	frontal	26
Merdiven çıkma	transvers	67
	Sagital,	16
	frontal	16
Merdiven inme	transvers	18
	Sagital,	36

Çizelge 2.2. Yürüme esnasında kalça hareketleri [12]

<b>Yürüyüş fazı</b>	<b>Kalça Eklem Hareketi</b>	<b>Aktif Olan Kaslar</b>
Topuk Teması	30 <sup>0</sup> fleksiyon	Hamstringler ve gluteusmaksimus
Duruş Ortası	0 <sup>0</sup> fleksiyon ve ekstansiyon	Gluteusmedius, minimus ve tensor faysa lata
Duruş Sonu	10 <sup>0</sup> ekstansiyon	iliakus
Salınım Fazı Öncesi	0 <sup>0</sup>	İliakus, abduktörlangus
Salınım Fazı Başı	20 <sup>0</sup> fleksiyon ve 5 <sup>0</sup> abduksiyon	İliopsoas, sartorius, rektusfemoris ve grasilis
Salınım Fazı Ortası	20 <sup>0</sup> -30 <sup>0</sup> fleksiyon	İliopsoas, sartorius, ve grasilis
Salınım Fazı Sonu	30 <sup>0</sup> fleksiyon	Hamstringler ve gluteusmaksimus

Şekil 2.9’da kalça eklemine uygulanan kuvvetler gösterilmiştir. Hastanın vücudunun ağırlığı ve kaldıraç kol uzunlukları kolay bir şekilde ölçülmektedir. Ayrıca kolay fizik kurallarıyla abduktör kol kuvveti hesaplanabilmektedir. Şekil 2.9’da gösterilen kuvvetler incelendiğinde,  $c \times a = b \times d$  moment hesabı ile abduktör kol kuvveti hesaplanır. Bu denklemde a harfi abduktör kas kuvveti ile femur başı rotasyon merkezi arasındaki mesafeyi, b harfi femur başı rotasyon merkezi ile vücut

ağırlık çizgisi arasındaki mesafeyi, c harfi abdüktör kas kuvvetini ve d harfi ise vücut ağırlığını ifade etmektedir. Tüm bu ölçümlere göre kuvvet vektörleri dikkate alındığında, bir insanın tek ayak üzerinde durması ve pelvisin yere paralel olması durumunda femur başına binen kuvvet, vücut ağırlığının 2,7–3,4 katıdır ayrıca horizontal çizgiden yaklaşık olarak  $69^\circ$  uzaktır.



Şekil 2.9. Kalça biyomekaniği

Güncel çalışmalara göre kalça eklemi üzerine binen kuvveler dinamik olarak ölçülmüştür. Bu çalışmaların sonuçlarına göre; yavaş yürüyüş sırasında topuk temasından hemen sonra kalça eklemine vücut ağırlığının üç katı kadar yük binmektedir. Parmaklar kalkarken ise bu kuvvet dört katına çıkmaktadır. Hızlı yürüyüş durumunda kalçaya uygulanan kuvvet vücut ağırlığından daha az olmaktadır. Koşu esnasında ise topuk temasından hemen sonra kalça eklemine vücut ağırlığının yaklaşık olarak 7–8 katı kadar kuvvet binmekte olup, bu oran salınım fazının başlangıcında biraz daha yüksektir. İki ayak üzerinde durma durumunda ise kalça eklemine vücut ağırlığının yaklaşık 0.8–1 katı kadar kuvvet binmektedir [16].

#### 2.4. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler canlı sistemlerde kullanılan bir doku, organ veya vücudun fonksiyonlarının geliştirilmesi, tedavi edilmesi ya da vücutta görevini yerine getiremeyen uzuvların yerine kullanılmak amacıyla tasarlanmış malzeme olarak tanımlanır. İmplant ise vücuda kasıtlı olarak yerleştirilen, tamamen veya kısmen epitelyum doku altında kalan bir veya birden fazla biyomalzemedan imal edilmiş malzemelerdir. Biyomalzemeler protez ve implantlarla sınırlı kalmaz, aynı zamanda

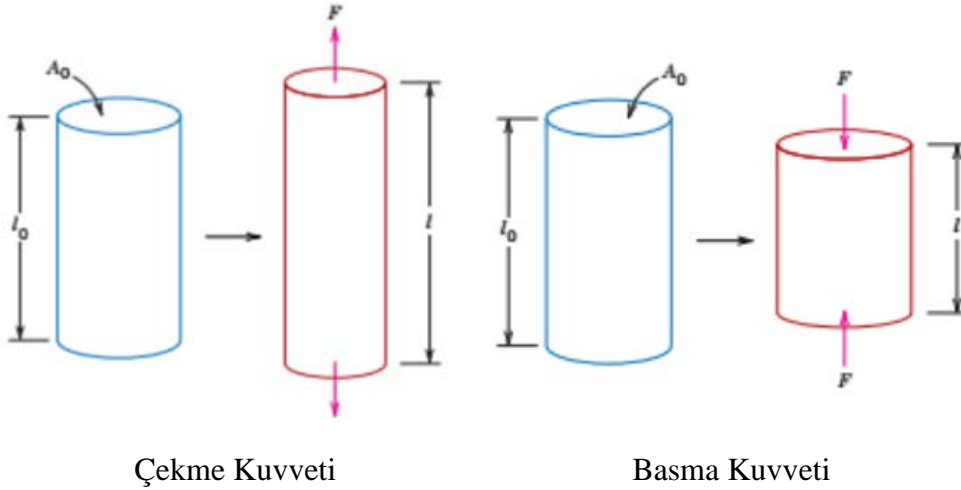
ekstrakorporeal cihazlar (vücut dışına konumlandırılan ancak vücut ile etkileşimde olan cihazlar veya malzemeler) ve teşhis kitlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Biyomalzemelerde aranan temel özellikler ise mekanik dayanım (basma, eğilme, yorulma, çekme, aşınma dayanıklılığı, elastik olması gibi), kimyasal dayanım (korozyon direnci), biyoyumluluk, biyoinertlik, biyoaktiflik özellikleridir [17].

Mekanik dayanım malzemelere uygulanan çekme, basma gibi kuvvetler altında malzemede meydana gelen gerilme ve gerinim değerleri olarak ifade edilebilir. Bir biyomalzemenin biyoyumlu olabilmesi için gerilme ve gerinim değerlerinin kullanıldığı yere göre optimum seviyede olması gerekmektedir. Şekil 2.10'da çekme ve basma kuvvetlerine maruz kalan bir malzeme gösterilmiştir. Gerilme ( $\sigma$ ): bu biyomalzemeye uygulanan kuvvetin birim alanda meydana getirdiği basınçtır. Kuvvetin kesit alanına oranı olarak tanımlanmaktadır.

$$\sigma = \frac{\text{İç Normal Kuvvet}}{\text{Orijinal Kesit Alanı}} = \frac{P}{A_0} \text{ (Pa)}$$

Gerinim ( $\epsilon$ ) ise biyomalzemeye uygulanan kuvvet sonucu gerçekleşen birim şekil değişimidir. Toplam değişimin ilk boyuna oranı olarak tanımlanmaktadır.

$$\epsilon = \frac{u}{L_0} = \frac{\text{Uzunluk Değişimi}}{\text{Orijinal Uzunluk}}$$



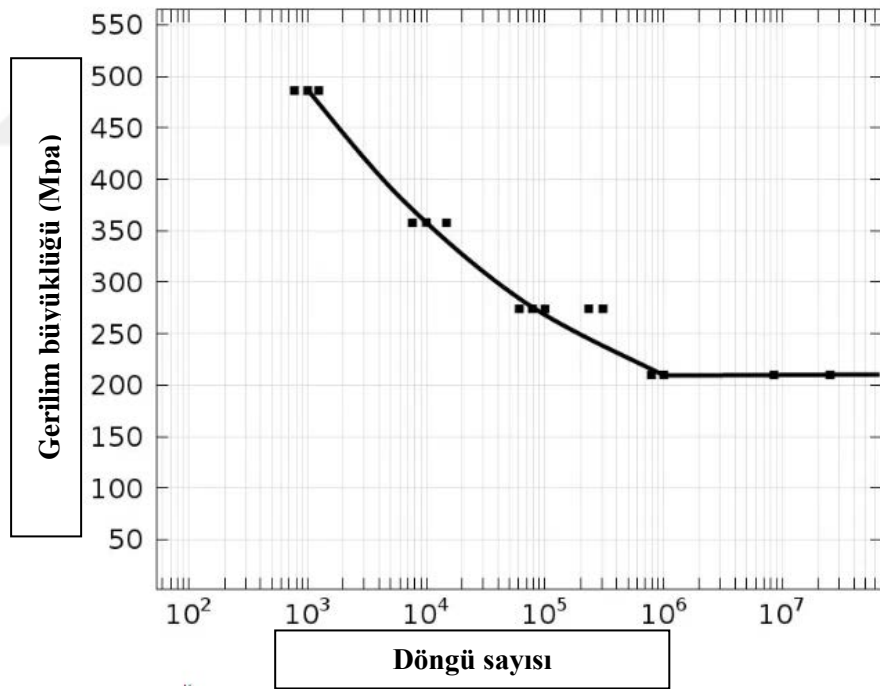
**Şekil 2.10.** Çekme ve basma kuvveti altında kalan malzemede meydana gelen uzunluk değişimi

Yorulma, bir malzemenin sürekli yüklendiğinde zamanla ilerlemeli ve yerel hasara uğraması durumunu ifade etmektedir. Malzeme yavaşça artan yüklere maruz bırakılarak denenir ve malzeme belirli bir gerilim değerine ulaştığında kopmaktadır. Bu noktaya ulaşan gerilme değeri, malzemenin statik dayanımını temsil etmektedir.

Ancak aynı malzeme deney öncesinde devamlı olarak gerilmelere maruz kalmışsa, kopma gerilme değeri bu statik dayanım değerinden daha düşük olacaktır. Bu durumun sebebi, malzemenin daha önce yorulmasıdır [18].

Güven [19]'e göre genellikle kare şeklinde olan delikler ya da keskin köşelere sahip biyomalzemeler daha fazla yorulmaya sebep olur. Bu sebeple yuvarlak olan delikler, yumuşak geçişler ve keskin olmayan köşeler malzemenin yorulmaya karşı daha dayanıklı hale gelmesini sağlamaktadır. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemelerin yorulma dayanımının yüksek olması gerekmektedir.

Şekil 2.11'de Wöhler eğrisi ya da S-N eğrisi olarak adlandırılan grafik görülmektedir. S-N eğrisi bir malzemenin kırılıncaya kadar dayanabileceği yük değişikliklerinin toplamını göstermektedir. S-N eğrisi incelendiğinde yüksek genlikli döngülerin hasar oluşturması için daha az çevrim sayısına ihtiyaç duyduğu görülmektedir. Düşük genlikli döngülerinse hasar oluşturması için daha yüksek çevrim sayısına ihtiyacı olduğu görülmektedir.

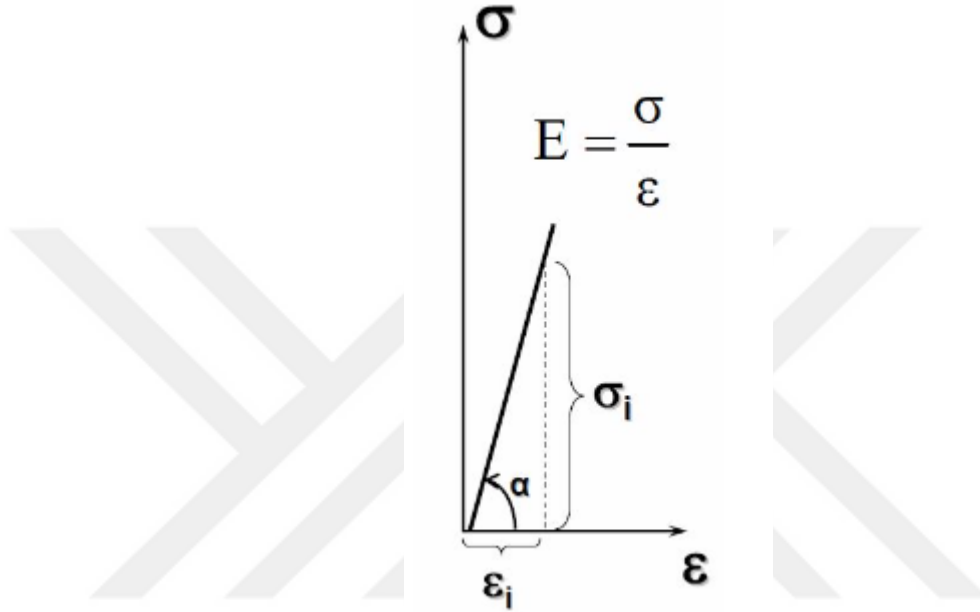


**Şekil 2.11.** Yorulma gerilmesinin döngü sayısına bağlı olarak değişimi

Elastisite modülü, bir malzemeye kuvvet uygulandığında elastik şekil değiştirmesi ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. Birim kesit (1 mm<sup>2</sup>) alanına sahip bir malzemede, birim uzunluğun bir kat artması için (örnek olarak 2 m olan bir teli 4 m uzunluğuna getirebilmek için) uygulanması gereken birim kuvvet olarak ifade

edilmektedir. Elastik deformasyondaki birim uzama ile normal gerilme (çekme veya basma gerilme) arasında doğrusal bir ilişki vardır ve elastisite modülü bir birim uzama başına denk gelen gerilme olarak tanımlanmaktadır. Elastisite modülünün birimi Pascal (Pa)'dır.

$\sigma = E \cdot \varepsilon$  olarak tanımlanır. Şekil 2.12'den gerilme ve gerinim grafiğinin eğiminin elastisite modülüne eşit olduğu görülmektedir.



Şekil 2.12. Gerilme ve gerinim grafiği

Kimyasal dayanım; insan vücudu çok farklı koşullara sahip bir ortamdır. İnsan vücudunda bulunan sıvıların pH değeri çeşitli dokulara göre 1-9 arasında değişmektedir. Yaşamsal faaliyetler esnasında kemikler yaklaşık olarak 4MPa, tendonlar ise 40-80 MPa gerilime maruz kalmaktadır. Bir kalça eklemine vücut ağırlığının 10 katı kadar yük binebilmektedir. Vücudumuzda oluşan gerilmeler durma, eğilme, kalkma, oturma ve koşma gibi faaliyetler esnasında devamlı olarak tekrarlanmaktadır. Bir biyomalzemenin bu zorlu koşullara dayanabilmesi için vücutla tam uyumlu olması ve kullanıldığı yerde olumsuz reaksiyonlara sebep olmaması gerekmektedir [20].

Evcin [21]'e göre biyouyumluluk terimi bir malzemenin, canlı vücudunda fiziksel, kimyasal ve biyolojik açıdan herhangi bir zarar vermeden uyumlu olması anlamına gelmektedir. Bir biyomalzemenin sadece hedeflenen kullanım amacını yerine getirmesi değil aynı zamanda biyolojik olarak uyumlu olması ve en az yan etki

göstermesi de büyük önem taşımaktadır. Canlı bir organizmaya implante edilen, organ ve dokuların fonksiyonlarını kısmen yada tamamen üstlenmek amacıyla geliştirilen biyomalzemeler; canlının biyolojik özelliklerine uyumlu, toksik ve karsinojenik olmamalı, kimyasal yönden inert ve stabil, yeterli mekanik dayanıma sahip olmalı, uzun süreli kullanıma ve uygun ağırlık ve yoğunluğa sahip olmalıdır. Biyolojik riskleri değerlendirmekte biyoyumluluk testleri önemli bir yer tutmaktadır. Tüm biyomalzeme üreticilerinin amacı, hastalara maksimum düzeyde fayda sağlarken biyolojik riskleri minimum seviyeye indirmektir. Bu malzemelerin kullanılmadan önce uluslararası denetleyici ve düzenleyici kurumlar tarafından belirlenen kapsamlı biyoyumluluk testi gerekliliklerine uymaları ve biyomalzeme olarak kullanılmasının güvenli olduğundan emin olunması gerekmektedir. Yüzey uyumluluğu, biyomalzemenin vücut dokularıyla fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uyumlu olmasını ifade etmektedir. Yapısal uyumluluksa, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına en iyi şekilde uyum sağlayabilmesidir. Evcin [22] biyoinertlik, biyoaktiflik ve biyobozunurluk ile ilgili açıklamalar yapmıştır. Biyoinert biyomalzemelerin doku ile etkileşimi mekanik bağla meydana gelmektedir. Mekanik bağ, biyoinert biyomalzemenin canlı dokuyla etkileşime girmeden doku ile bir arada bulunmasını ifade etmektedir. Biyoinert seramikler iyi sürtünme özelliklerinden dolayı toksik değildir ve biyolojik olarak yapay eklemlerde kullanılmaktadır. Biyoaktiflik biyomalzemenin kemiğe bağlanabilme yeteneğidir. Biyoaktif biyomalzemeler ise kemikle ya da canlı sistemin yumuşak dokusuyla kimyasal bağ yaparak etkileşimi meydana getirmektedir. Biyoaktif seramikler genellikle blok, gözenekli yapı veya granül şeklinde üretilmektedir. Biyoaktif seramiklerin mekanik kırılabilirliği ise ortopedik cerrahi için dezavantajdır. Biyoaktif seramikler kemik rejenerasyonu için kemik dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır. Hidroksiapatit ve biyoaktif cam-seramikler biyoaktif seramiklerdir. Biyobozunur biyomalzemeler ise zamanla bozunan ve dokuyla yer değiştirebilen malzemelerdir. Çizelge 2.3’de biyomalzeme çeşitleri ve bu biyomalzemelerin doku ile etkileşimi görülmektedir.

Çizelge 2.3. Biyomalzeme çeşitleri ve doku ile etkileşimi [15]

<b>Biyomalzeme Tipi</b>	<b>Doku ile Etkileşimi</b>	<b>Biyomalzeme Örnekleri</b>
Biyoinert	Mekanik bağ	Al,Zr,Ti oksitler
Biyoaktif	Kimyasal bağ	HA,Biyoaktif Cam, Cam Seramikler
Biyobozunur	Yer değiştirir	TCP(Trikalsiyum Fosfat)

### **2.4.1. Metalik biyomalzemeler**

İmplantların meydana gelmesinde kullanılacak olan malzemede olması gereken özellikler implantın konumlandırılacağı bölgeye göre değişkenlik gösterebilmektedir. Tıbbi malzeme teknolojisinin ilerlemesiyle beraber vücuda yerleştirilen implantlarda çeşitli biyouyumlu malzemelerin kullanımı mümkün hale gelmiştir. İmplant malzemeleri için önem arz eden özellikler arasında yüksek biyouyumluluk, kortikal kemiğe yakın elastisite modülü, yüksek aşınma direnci, mukavemet, yüksek korozyon direnci, kırılma tokluğu ve yüksek süneklik bulunmaktadır. Yapısal uyumluluk göz önünde bulundurulduğunda, metaller ve seramikler genellikle sert doku uygulamalarında tercih edilirken, polimerler ise genellikle yumuşak doku uygulamalarında önemli bir yer tutmaktadır. Metallerin ve seramiklerin rijitlik/katılık değerleri, insan vücudunda bulunan sert dokulara göre genellikle minimum 10-20 kat yüksektir. Ortopedi ameliyatlarında sıkça yaşanan bir sorun, kemik ile metal veya seramik biyomalzemeler arasında sertlik derecesinin benzer olmamasıdır. Bu durum kemik ve implant arasındaki yükün nasıl paylaşıldığına etki etmektedir. İmplantın, temas halinde olduğu dokular ile benzer rijitlikte tasarlanması ve malzemesinin buna uygun şekilde seçilmesi, kemikte oluşabilecek deformasyonları minimuma indirebilmektedir veya ortadan kaldırmaktadır. Metalik malzemeler genellikle kaldırma, koşma, bükme ve çigneme gibi sürekli yüklenmenin olduğu eklemlerde kullanılmaktadır. Belirtilen aktiviteler implant üzerine gelen baskıyı doğrudan kemiğe iletir. Bu nedenle metalik biyomalzemeler bu tür uygulamalar için idealdir. Bir implantın kullanılacağı yerde yeterli dayanıklılığa sahip olması amacıyla kullanılan metalik biyomalzemeler genellikle paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımı ya da titanyum alaşımlarıdır. Titanyum alaşımları, paslanmaz çeliğe göre genellikle daha pahalı olmasına rağmen yüksek dayanıklılığı, hafifliği, yüksek korozyon direnci ve uzun ömürlü olması gibi üstün özelliklerinden dolayı büyük yük taşıyan kalça implantı gibi uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir [10,19].

#### **2.4.1.1. Paslanmaz çelikler**

Demir, karbon, çok az miktarda fosfor, silisyum ve mangandan oluşan çelik, karbon çeliği olarak bilinmektedir. Karbon içeriği %1'den daha az olan ve diğer metalleri ve ametalleri de içeren çelik ise alaşım çeliği olarak isimlendirilmektedir.

Paslanmaz çelik kullanılarak üretilen ilk metalik biyomalzeme 18/8 Cr/Ni (Krom/Nikel) paslanmaz çelik implantıdır. Bu tip biyomalzemeler dayanıklılık ve yüksek korozyon direncine sahip olmasından dolayı vanadyum çeliğinden yapılmıştır. Fakat vanadyum çeliği implant olarak kullanıldığında korozyon dayanımı yetersizdir. 18/8 SMO paslanmaz çeliğinin Molibden yüzdesi bir miktar arttırılınca tuzlu su solüsyonuna karşı dayanımının arttığı gözlemlenmiştir (ASTM 316). Ardından 316 paslanmaz çeliğinin içinde bulunan karbon(C) maksimum %0.08'den daha düşük bir miktara düşürülmüş ve bu şekilde alaşımın korozyona karşı dayanımının daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Karbon oranı %0.03 seviyesine düşürülen 18/8 CrNi paslanmaz çeliğe ASTM 316 L çeliği adı verilmektedir [20]. Paslanmaz çeliklerde korozyon direncine etki eden en önemli faktörlerden biri de alaşımdaki Cr'dur. Cr korozyon dayanımını önemli ölçüde arttırmaktadır. ASTM 316 ve 316 L paslanmaz çelikten üretilen biyomalzemeler oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir. Bu paslanmaz çelikler manyetik özelliğe sahip değildir ve korozyon direnci yüksektir. Alaşıma Mo katılarak alaşımın tuzlu su ortamındaki korozyon direncinin arttırılması sağlanmaktadır.

#### **2.4.1.2. CoCr alaşımları**

Kobalt alaşımları, inertliklerinin yüksek olması, etkili yük taşıma kapasiteleri ve mükemmel aşınma dirençleri sebebiyle uzun yıllardır cerrahi implant malzemesi olarak tercih edilmektedir. CoCr alaşımları genellikle Mo ve Ni ile kullanılmaktadır. CoNiCrMo alaşımı ağır yüke maruz kalan kalça ve diz eklemlerinde implant sapında kullanılmaktadır. CoCr alaşımlarında korozyon direncinin %65'i Co tarafından sağlanmaktadır. COCr alaşımlarına Mo ilavesiyle alaşımlardaki tanecik boyutu küçüldüğünden, malzemenin mekanik özellikleri artmaktadır. CoCr alaşımlarındaki Cr miktarının arttırılması alaşımın korozyon direncinin artmasını sağlamaktadır [20].

#### **2.4.1.3. Titanyum alaşımları**

Titanyum biyouyumluluğu yüksek olan bir malzeme olduğu için 1930 yılından itibaren biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik ve CoCrMo alaşımları titanyum alaşımlarına göre ağırdır. Titanyum hafif olmasının yanında mekanik ve kimyasal özellikleri de iyi olan bir biyomalzemedir. Titanyumun korozyon dayanımının yüksek olması, elastisite modülünün kemiğe çok yakın olması, küçük boyutta biyomalzeme üretimine uygun olması, inert özelliğe sahip

olması, toksik olmaması, manyetik bir malzeme olmaması gibi birçok özelliğinden dolayı ortopedik uygulamalarda sık olarak kullanılmaktadır. Titanyumu kullanıma hazır hale getirme teknolojisi yüksek ve maliyetli olsa da üstün özelliklere sahip olmasından dolayı uçak, uzay teknolojisi, tıp (kalça ve diz implantları) gibi pek çok kullanım alanına sahiptir [10,20]. Metalik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları Çizelge 2.4’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.4. Metalik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları [17]

Malzeme Çeşidi	Kullanıldığı Yer	Kullanım Avantajı	Kullanım Dezavantajı
Co-Cr Alaşımları	Kalça implantı	Yüksek mukavemet, Korozyona karşı dayanıklılık, Çok iyi aşınma direnci, Çok iyi yorulma dayanımı, Düşük nikel yüzdesi	Serttir, işlenmesi çeliğe göre zordur ve yüksek maliyetlidir.
Paslanmaz Çelik	Kalça İmplantları (Femur sapında)	Yüksek mukavemet, Korozyona karşı dayanıklılık, Paslanmaz çeliğin farklı türlerine göre geliştirilmiş biyouyumluluk, Ucuz ve kolay üretilebilir olması	Alaşımındaki nikel oranı hastalarda toksik etki yaratabilmektedir.
Titanyum ve Alaşımları	Kalça kemiği, Eklemler ve Kalça implantı	Mükemmel Dayanım, Çok iyi biyouyumluluk, Düşük Yoğunluk, Yüksek Korozyon Direnci, Yüksek yorulma direnci, Oldukça hafif olması, Kayma deformasyonuna dayanıklı, Kontrol edilebilir gözeneklilik	Çok pahalı olması, sertliğinin düşük olması, düşük çekme dayanımı.
Tantalyum	Başarısız ya da zorlayıcı eklem yenilenmesinde	Kemiğe yakın mekanik karakteristiklerde ve gözenekli üretim	Yapısal implantlarda mekanik dayanımı düşük.

## 2.4.2. Seramik biyomalzemeler

### 2.4.2.1. Alümina

Alümina ( $Al_2O_3$ ), diğer adıyla alüminyum oksit, seramiklerin oksit grubuna ait gelişmiş bir malzemedir. Çok çeşitli teknikler kullanılarak bağlanabilen ve şekillendirilebilen, çeşitli saflıklarda hassas, net şekiller alabilen son derece çok yönlü bir malzemedir. Doğal olarak boksit cevherinde bulunmaktadır ve alüminyum üretiminin ana hammaddesidir. Yüksek sıcaklıklara dayanıklı bir malzemedir ve erime noktası yaklaşık  $2072\text{ }^{\circ}C$ ’dir. Sert bir yapıda olmasından dolayı aşınma direnci oldukça yüksektir. Elektriksel iletkenliği düşüktür, bu yüzden iyi bir yalıtkandır.

Aynı zamanda ısıya karşı dayanıklı olduğu için refrakter (ateşe dayanıklı) malzemelerde sıklıkla kullanılmaktadır. Alümina üretimi genellikle bayer prosesi ile gerçekleştirilmektedir. Bu süreçte boksit cevheri işlenir ve alüminyum hidroksit ( $Al(OH)_3$ ) elde edilmektedir. Daha sonra bu alüminyum hidroksit, yüksek sıcaklıklarda ısıtılarak suyun uzaklaştırılmasıyla alümina elde edilmektedir. Yüksek sıcaklıklara dayanıklılığı nedeniyle seramik malzemelerde yaygın olarak kullanılmaktadır.

#### **2.4.2.2. Karbon Seramikler**

Karbon seramikler, yüksek sıcaklıklara dayanıklı yapıları ve hafif olmalarıyla öne çıkmaktadır. Otomotiv ve havacılık gibi sektörlerde yaygın olarak kullanılan karbon seramikler, özellikle yüksek performans gerektiren uygulamalarda tercih edilmektedir. Karbon seramikler, yüksek sıcaklıklarda performanslarını kaybetmemektedir. İçerdiği bileşenler sayesinde, sürtünmeye ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. Bu özellik, malzemenin uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır. Karbonun yapısındaki yüksek termal iletkenlik, ısının hızla dağıtılmasını mümkün kılmaktadır ve böylece aşırı ısınma gibi problemlerin önüne geçilmektedir. Karbon seramikler, karbon fiber gibi karbon bazlı malzemelerin seramik bileşenlerle birleştirilmesiyle elde edilmektedir.

#### **2.4.2.3. Hidroksiapatit**

Hidroksiapatit (HA), kimyasal formülü  $Ca_5(PO_4)_3(OH)$  olan, kalsiyum fosfat ailesine ait bir mineraldir. İnsan vücudunda özellikle kemik ve diş dokusunun temel bileşenlerinden biridir ve kemiklerin %60-70'ini oluşturmaktadır. Hidroksiapatit, altıgen kristal bir yapıya sahiptir. Biyoyumlu ve biyolojik olarak aktif bir malzemedir, bu nedenle kemik dokularıyla mükemmel bir uyum sağlamaktadır. Vücutta doğal olarak bulunan kalsiyum ve fosfat iyonları içerdiği için kemik yenilenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. İmplantlar, dolgu maddeleri ve diş beyazlatma ürünlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kemik greftleri ve implant kaplamalarında biyoyumlu olması nedeniyle tercih edilmektedir. Kemik ve kırık doku mühendisliğinde taşıyıcı malzeme olarak kullanılmaktadır. Vücutta biyolojik olarak çözümlenebilir olması sayesinde, kemik rejenerasyonunu teşvik etmektedir. Yüksek biyoyumluluğu nedeniyle implantların kabul edilme oranını arttırmaktadır. Saf hidroksiapatit, kırılabilir bir yapıya sahiptir, bu nedenle yüksek yük taşıma kapasitesi

gerektiren uygulamalarda tek başına kullanılması sınırlıdır. Bu yüzden genellikle diğer malzemelerle birleştirilmektedir.

#### 2.4.2.4. Zirkonyum

Zirkonyum, kimyasal simgesi Zr olan ve periyodik tablonun 4. grubunda yer alan bir geçiş metalidir. Gümüş beyazı renkte olan bu metal, sert ve dayanıklıdır. Yüksek erime noktası (yaklaşık 1855°C) ve korozyona karşı dirençli olması nedeniyle çeşitli endüstriyel uygulamalarda kullanılmaktadır. Zirkonyum, hem asidik hem de bazik ortamlarda dayanıklıdır, bu yüzden kimyasal maddelere karşı dirençli gereçlerde tercih edilmektedir. Zirkonya seramik (zirkonyum dioksit), diş kaplamaları ve implantlarında kullanılmaktadır. Estetik açıdan doğal dişlere benzer görünmesi ve dayanıklılığı nedeniyle tercih edilmektedir. Nükleer santrallerde yakıt çubuklarını kaplamak için kullanılmaktadır. Çünkü nötronları emme oranı çok düşüktür ve korozyona karşı son derece dayanıklıdır. Kimyasal maddelere dayanıklı ekipmanlarda kullanılmaktadır. Zirkonya taşı, parlaklığı ve elmasa benzer görünümü nedeniyle mücevher sektöründe kullanılır. Zirkonyum alaşımlarının parlak beyaz görünümü, takı yapımında tercih edilmesine neden olur. Bu yönleriyle zirkonyum, hem teknolojik hem de estetik alanlarda geniş bir kullanım yelpazesine sahiptir. Seramik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları Çizelge 2.5’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.5. Seramik biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları [17]

Malzeme Çeşidi	Kullanıldığı Yer	Kullanım Avantajı	Kullanım Dezavantajı
Alümina	Kalça protezlerinde femur başında, Sırt eklemleri	İyi aşınma direnci, İyi biyouyumluluk, Yüksek korozyon dayanımı	
Karbon seramikler	Kalp kapakçıkları	Hafif olması, Yüksek sıcaklık dayanımı ve aşınma direnci	Metallere göre mekanik özellikleri kötüdür, sert ve kırılmandır, yaşlanma sertleşmesi için hassastır
Hidroksiapatit	Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde, Göz zemini çatlakları için, Metallerin biyouyumlu yüzey kaplaması olarak	Normal kemik yapısıyla mükemmel biyouyumluluk	
Zirkonyum	Medikal implantlarda meydana gelen hataların giderilmesinde kullanılır.	İyi aşınma dayanımı, iyi korozyon dayanımı, İyi biyouyumluluk	

### **2.4.3. Polimer biyomalzemeler**

#### **2.4.3.1. Polietilen**

Polietilen (PE) dünya çapında en yaygın kullanılan termoplastiklerden biridir. Etilen monomerlerinin polimerizasyonla elde edilen polietilenin kullanım alanı oldukça geniştir. Asit, baz ve bir çok çözücüye karşı kimyasal direnci oldukça yüksektir. Yüksek esneklik ve dayanıklılığa sahiptir. Polietilen, plastik torbalar, borular, kablo kaplamaları gibi geniş bir yelpazede kullanılmaktadır ve geri dönüştürülebilir bir malzemedir.

#### **2.4.3.2. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE)**

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) normal bir polietilenden çok daha yüksek bir moleküler ağırlığa sahip bir polimerdir. UHMWPE diğer polietilen malzemelere göre oldukça üstün malzeme özelliklerine sahiptir ve yüksek performans gerektiren tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılan son derece dayanıklı ve çok yönlü bir malzemedir. Yüksek aşınma direnci, düşük sürtünme katsayısı, yüksek darbe dayanımı, yüksek kimyasal direnç ve suya ve korozyona dayanıklılık başlıca üstün özellikleridir. Tıbbi uygulamalarda kalça ve diz protezleri, aşınmaya dayanıklı makineler, contalar, kurşun geçirmez yelekler ve kasklar gibi bir malzeme kullanılmaktadır.

#### **2.4.3.3. Polieterterketon (PEEK)**

Polieterterketon (PEEK) yüksek performanslı bir termoplastik polimerdir. Termoplastik polimerler ısıtıldığında yumuşayan ve soğuduğunda polimerin sertleşerek eski halini almasını ifade etmektedir. PEEK, yüksek sıcaklık dayanımı, iyi kimyasal direnç, yüksek mekanik dayanım, yalıtkanlık ve yüksek biyouyumluluk gibi üstün özelliklere sahiptir. Kemik ve diş implantları gibi uzun ömürlü tıbbi malzemelerde, motor parçaları ve contalarda ve yalıtkan özelliği sayesinde elektronik bileşenlerde tercih edilmektedir.

#### **2.4.3.4. Polimetilmetakrilat (PMMA)**

Polimetilmetakrilat (PMMA), şeffaf ve dayanıklı bir termoplastik polimer olup genellikle akrilik veya pleksiglas olarak bilinmektedir. Camın yerine kullanılabilen bir biyomalzemedir, şeffaflığı cam ile karşılaştırılabilir düzeydedir

ancak camdan çok daha hafiftir. Darbelere karşı orta derece dayanıklıdır. Cam kadar kırılğan olmamakla birlikte diğer plastiklere kıyasla daha az darbeye dayanıklıdır. PMMA, dış ortamlara ve UV ışınlarına karşı oldukça dirençlidir ve ayrıca işlenmesi kolay olan bir malzemedir. Camın ağırlığı ve kırılğanlığı olmadan yüksek şeffaflık istenen uygulamalar için ideal bir malzemedir. Polimer biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları Çizelge 2.6’da gösterilmiştir.

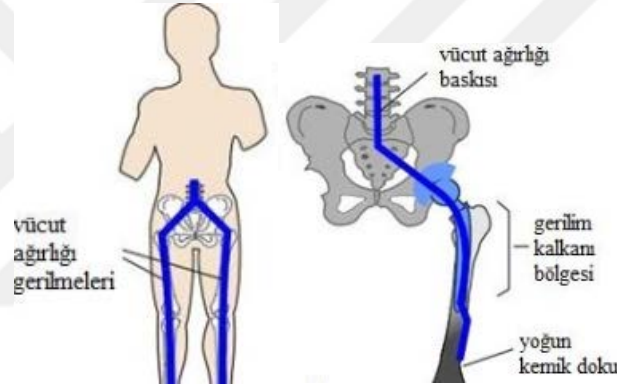
Çizelge 2.6. Polimer biyomalzemelerin kullanım alanları, avantajları ve dezavantajları [17]

	Malzeme çeşidi	Kullanıldığı yer	Kullanım Avantajı	Kullanım Dezavantajı
Polimerler	Polietilen	Suni bağlar, Tendonlar, Total kalça implantlarında	Kararlı olması, Esnek olması, Kontrollü gözenek oluşumu	
	PEEK	Kranyum(kafatası) implantları	Çok iyi yüksek sıcaklık dayanımı, Çok iyi aşınma dayanımı, Yüksek korozyon direnci, Çok iyi toksisite performansı, Yüksek hidroliz dayanımı, Yüksek biyouyumluluk, Kolay steril edilmesi	Düşük mukavemet, Düşük sıcaklıklarda kırılğanlık, Isıl kararlılık, Esneklik,
	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE)	Kalça implantlarında oynar baş yatağı olarak	Grafit ilave edilmesiyle kayma ve aşınmaya yüksek dayanım	Zayıf kayma ve aşınma direnci
	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kalça implantlarında ve kemik dolgu maddesi olarak	Kalça implantlarında kemik ile güçlü bir bağlanma sağlayarak stabiliteyi artırır.	

## 2.5. Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri

Biyomalzemelerin kullanım yerlerinde rijitlik sağlaması gerektiği için vücut içerisinde metalik biyomalzemelerin kullanılması yaygındır. Metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri kemiğin elastisite modülüne göre (10-15 Gpa) oldukça yüksektir. İmplantların insan kemiğinden daha rijit olmasına neden olan mekanik uyumsuzluk oldukça önemli bir faktördür. Bu durum kemik dokusunda gerilim dağılımlarını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu sebeple seçilen malzemenin kullanılacağı konumdaki kemiğin elastiklik modülüne benzer biyomalzemenin tercih edilmesi aynı zamanda o konumda yeterli olacak rijitliği sağlaması gerekmektedir. Metal kalça implantlarında biyouyumlu malzemeler kullanılmasına rağmen ameliyat sonrasında olumsuz durumlarla karşılaşmaktadır. Gerilme kalkması(stres shielding) olarak ifade edilen ve cerrahların alt uzuvlar için zararlı olduğunu söylediği durum

kalça implantasyonu sonrasında kaçınılmaz bir durumdur. Sağlıklı bir insanda bulunan kemikler vücudun ağırlığından daha yüksek gerilmeyle yüklenirler. Total kalça implantasyonu sonrasında hem uyluk kemiği içine konumlandırılan femur sapı hemde asetabular kabın (femur başının içine girdiği ve eklem oluşturduğu kısım) birbirinden ve kemikten daha farklı malzemelerden imal edilmesi sonucunda kemikten daha dayanıklı fakat kemikten daha rijit bir yapı meydana gelmesini sağlamaktadır. Bu durumda insan vücudunda yerleştirildiği bölgede yüklenmeye maruz kalması durumunda bu bölgeden aşağıda bulunan ekstremitelere doğru olan kuvvet dağılımı dengeli olamamaktadır. Bu sebeple total kalça implantasyonu sonrasında uyluk kemiğinde gerilme kalkanı oluşmaktadır. Oluşan bu gerilme kalkanı implantasyon sonrasında femur başı kırılmaya daha açık ve riskli bir bölge teşkil etmektedir [10,19].



**Şekil 2.13.** Sağlıklı bir kalça eklemine meydana gelen dengeli yük gerilmesi (a) ve total kalça implantı olan hastada meydana gelen simetrik olmayan yük gerilmesi (b)

Sağlıklı bir insanda meydana gelen simetrik dengeli dağılım ve gerilme kalkanı durumu Şekil 2.13'de gösterilmektedir. Gerilme kalkanı bölgesi beyaz renktedir. Gerilmenin yüksek olduğu gölge ise koyu renkle ifade edilmiştir. Literatürde gerilme kalkanı durumunu ortadan kaldırmak için sonlu elemanlar yöntemiyle en aza indirmeyi denemişlerdir. Araştırmacılar ve implant üreticileri yeni nesil implantların malzeme seçimine ve implant yöntemlerine daha derinlemesine odaklanmış durumdadırlar. Gerilme kalkanı durumunu minimuma indirgeyecek implant geometrileri ve malzemeleri geliştirmektedirler. Bu çözümlerin başında implant malzemesinin elastisite modülünün doğal kemik dokusuna en yakın malzemedan seçilmesi gelmektedir. Ayrıca implant geometrisinde gerilmeleri azami oranda simetrik ve düzgün iletilecek şekilde tasarlanması büyük önem taşımaktadır. Kaynaklar incelendiğinde birbirinden çok farklı şekilde tasarlanmış

kalça implantları bulunmaktadır. Bunun sebebi ise her insanın farklı kemik yapısı ve boyutuna sahip olması, yaşlılığa bağlı olarak kemiğin deformasyona uğraması ve buna bağlı olarak da gözenek yapısının büyümesi, travmatik durumlardaki hasar türü ve cerrahın protez seçimi (çimentolu veya çimentosuz) olarak gösterilebilir.

Çizelge 2.7. Kalça implantında kullanılan biyomalzemelerin mekanik özellikleri [17]

Malzeme Cinsi	Çekme Dayanımı(Mpa)	Akma Dayanımı (Mpa)	Uzama (%)	Elastisite Modülü (Gpa)	Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )
316L Paslanmaz Çelik	485 (sıcak dövülmüş)	172	40	193	7,9
	860 (soğuk dövülmüş)	690	12		
Ti6Al4V	860-965	795-875	10-15	101-110	4,5
CoCrWNi	655	450	89	220	8,3
CoCrWNi	860	550	10	-	9,2
PMMA(Polimetilmetaa krilat)	59	50-70	2,5	2,9	1,19
HA(hidroksiapatit)	294			4-117	3,16
Kortikal kemik	120	-	1,4	10-15	1,7-1,1,9

Çizelge 2.7’de kalça implantında kullanılan biyomalzemelerin mekanik özellikleri görülmektedir. Titanyum alaşımının sahip olduğu mükemmel yüzey kalitesi, mükemmel dayanım, üstün biyoyumluluk, düşük yoğunluk, olağanüstü korozyon direnci, yüksek yorulma direnci, hafiflik, kayma deformasyonuna karşı direnç ve kontrol edilebilir gözeneklilik gibi özellikler, kalça implantında diğer malzemelere kıyasla en optimum malzeme olarak karşımıza çıkmaktadır [23].

## 2.6. Literatür Taraması

İmplant malzemeler kırığı sabitlemek ve kemik yapısına uygun olması için biyoyumlu, yeterince rijit ve güçlü olmalıdır. Bu amaç için kullanılan metaller paslanmaz çelikler, kobalt-krom alaşımları ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum alaşımları paslanmaz çelikten maliyetli olmasına rağmen onun yüksek dayanımı, düşük ağırlık oranı, uzun ömürlü olması, çok iyi korozyon direnci gibi özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir [10].

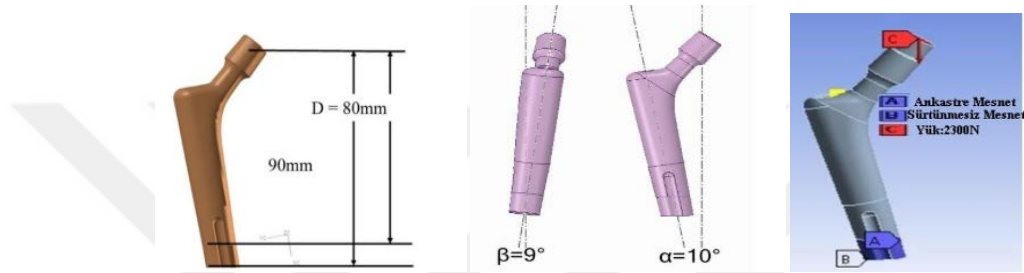
Williams vd. [24] titanyum ve titanyum alaşımlarının biyomalzemeler içerisinde en üstün performanslı malzeme olduğunu ve günümüzde birçok implant uygulamasında tercih edildiğini belirtmiştir. Bunun sebebi fiziksel ortamda beklenen korozyon direncine sahip olması ve fizyolojik bir duyarsızlıkla birlikte mükemmel bir yumuşak ve sert doku biyoyumluluğu göstermesidir. Ancak

titanyum implantların sadece dokulara olumlu tepki vermesinin yanı sıra iyi bir implant tasarımı için önceliklerinin implantın yapısal, fonksiyonel ve şekil biçiminden incelenmesi gerektiğini belirtmiştir.

Özkan vd. [25] yaptığı çalışmaya göre total kalça implantı ameliyatında femoral stem kırığı, birçok yazar tarafından nadir görülen bir komplikasyon olarak belirtilmektedir. Son yıllarda kalça artroplastisi revizyonu sayısında artış olduğu gözlemlenmiştir. Bu komplikasyonun tedavisi hem mevcut kalça implantının çıkarılması hem de revizyon protezinin stabilizasyonu açısından oldukça zordur. Kalça artroplastisinde revizyona gereksinimin olduğu vakalarda kırıkların femur başı ile ara yüzünden ziyade, femur başı ile femur boynu arasında veya yakınında olduğu gözlemlenmiştir. Uzun femur boynu ve etekli femoral boyun kullanımı, kalça implantı tasarım geometrisi, malzeme özellikleri ve tasarım kaynaklı yorulma davranışına bağlı olarak emoralstem kırılma vakalarına neden olabilir. Artroplastisi uygulamalarında protezin kullanım ömründe; kişisel durumlar, yaş, aktivite seviyesi gibi faktörlerde etkilidir. Ancak genellikle protez kullanım ömrünün 15 yıl civarında olduğu belirtilmektedir. Özellikle hastanın zamanla kilo alması, metalurjik zayıflık ve bazı kazalar protezin kullanım ömrünü daha da azaltmaktadır. Kalça artroplastisi alanında yapılan birçok çalışmanın hedefi ortopedik implantların güvenilirliğini arttırmaktır. Kalça implantı için üç farklı gövde şeklini en uygun tasarım geometrisini araştırmak üzere tasarlamışlardır. Kalça implantları sonlu elemanlar yöntemi ile analiz etmişlerdir. Yapılan statik analizlerde ortalama bir insan vücudunun ağırlığı yük olarak kullanmışlardır. Buna göre üç farklı kalça implantın güvenlik faktörleri değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre yüksek gerilim seviyelerini belirledikleri bölgelerde mukavemeti arttırmak için tasarımsal değişiklikleri yapılarak kırılma riski fazla olan bölgeler güçlendirilebileceği, gerilmenin az olduğu bölgelerde tasarımın ağırlığı azaltılabileceğini belirtmişlerdir.

Kaya vd. [2] yaptığı araştırmaya göre Türkiye’de yılda yaklaşık olarak 3000 total kalça artroplastisi gerçekleştirildiğini belirtmişlerdir. Bu veriler, ilerleyen zamanlarda genç ve daha üst seviyede beklentilere sahip hastalarla karşılaşılabilirliğini göstermektedir. Bu sebeple uzun zaman boyunca kullanılacak implant üretimi için protez tasarım geometrisine ve implantın performansına daha fazla önem verilmesi gerekmektedir.

Sonlu elemanlar yöntemi ortopedik implantların tasarımında kullanılan en iyi simülasyon tekniğidir. Sonlu elemanlar metodu kullanılarak tasarlanan protezin gerilme ve deformasyonları belirlenerek içlerinden optimum özelliklere sahip malzeme ve geometrik tasarımı saptanmasında kullanılabilir. Sonlu elemanlar metodu ile yapılan çalışmalarda malzeme seçimi, implantın tasarım geometrisi, implantın konumlandırıldığı kemiğin yapısı ve mekanik özellikleri gerilme dağılımını etkilerken bu dağılım implantın başarısını belirleyen temel faktörlerden biridir. Şekil 2.14’de kalça implantının proksimal ve lateral düzlemdeki açısal konumu görülmektedir.



**Şekil 2.14.** Kalça implantının proksimal ve lateral düzlemdeki açısal konumu

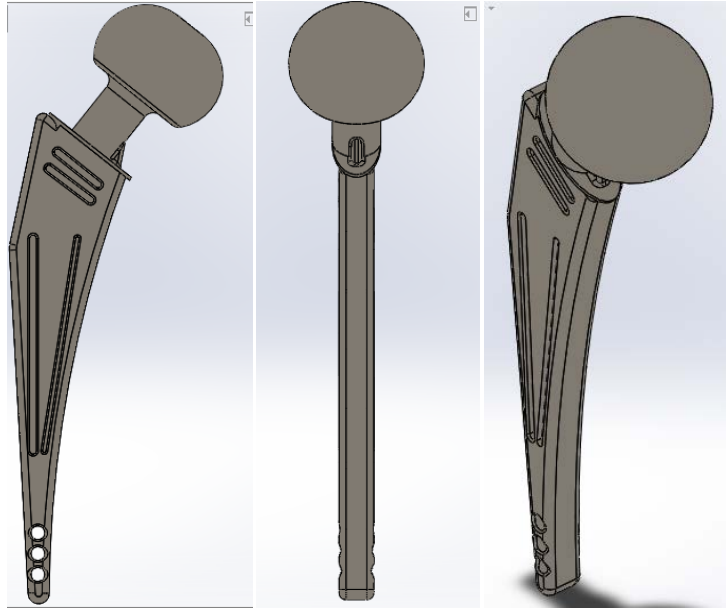
ISO 7206-4 (2010) standardında aproksimal ve lateral düzlemdeki açısal konumlandırmalar ile yükleme koşulları yukarıda belirtilmiştir. Sonlu elemanlar analizinde eleman tipi olarak tetragonal(düğüm noktası=4ve 10) ve hexagonal (düğüm noktası=8 ve 20) olarak seçilmiştir. 3D CAD programında yapılan analizlerde ağ eleman boyutunun 1mm’den küçük olmasının gerilme ya da birim şekil değiştirme değerlerinde büyük bir etkisinin olmadığı saptanmıştır. Ancak ağ eleman boyutunun 1mm’den küçük olması durumunun işlem süresini arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Ağ yapısının oluşturulması sürecinde 4 düğümlü ve 10 düğümlü olmak üzere 2 tip tetragonal eleman ve 8 düğümlü ve 20 düğümlü olmak üzere 2 çeşit hexagonal eleman kullanılmıştır. Totalde dört farklı eleman tipinde sonlu elemanlar metoduyla ağ yapıları oluşturmuştur. Kullanılan eleman tipinin ağ optimizasyonu yapıldığında analiz sonuçlarına önemli bir katkısının olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Sonlu elemanlar metodunun implant analizinde kullanılması yüksek maliyet ve uzun süre gerektiren tasarlama ve doğrulama sürecinin hızlandırılmasını sağlamakla birlikte ayrıca sonlu elemanlar metoduyla ilgili standart, kural ve yönetmeliklerin geliştirilmesine yardımcı olmaktadır.

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

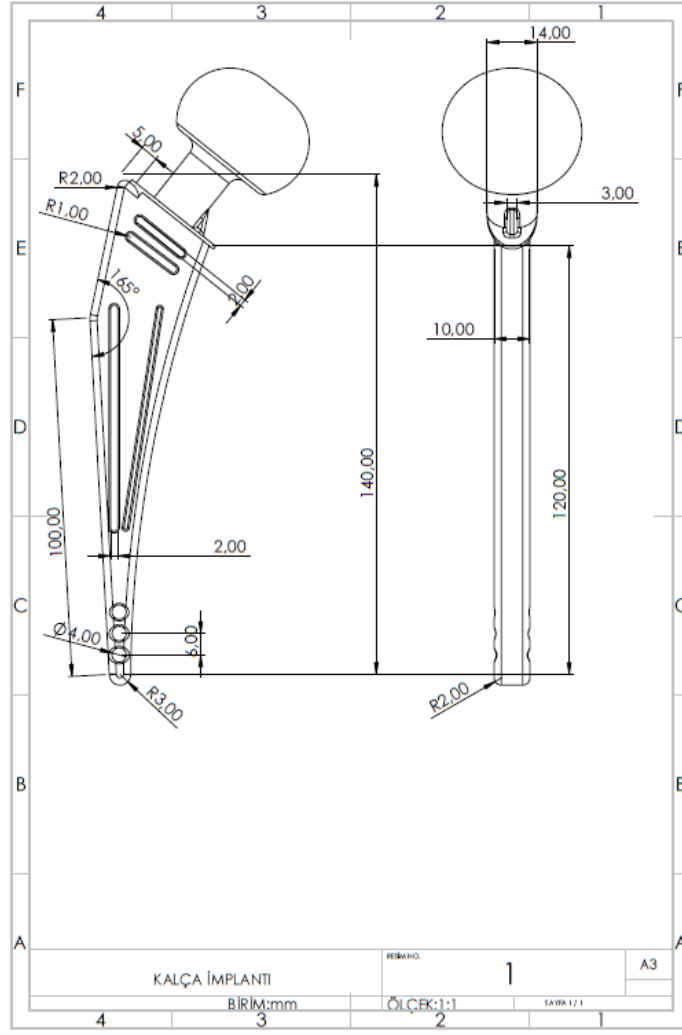
Bu çalışmada kalça implantı uygulamalarında kullanılan iki tip kalça implantı tasarım geometrisi geliştirilmiştir. Bu tasarımlar, ANSYS yazılımında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak analiz edilmiştir. Gerçekleştirilen bu analizler, implantlar üzerindeki kuvvetlerin etkisiyle meydana gelen gerilme değişimleri, deformasyon ve mekanik performans gibi önemli parametreleri gözlemlemeye olanak sağlamaktadır. Literatürden farklı olarak, implant modellerinde temas alanını optimize etmek amacıyla tasarlanan kanal yapılarına odaklanılmış ve bu yapıların statik ve dinamik analizler ile değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, kanal yapılarının; yük paylaşımı, stres birikimi, deformasyon özellikleri ve yorulma dayanımı gibi parametreler üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu süreçte elde edilen veriler, kalça implantlarının tasarımında ve uygulamalarında iyileştirmeler yapmayı hedeflemektedir.

#### 3.1. Protez Tasarımının Modellenmesi

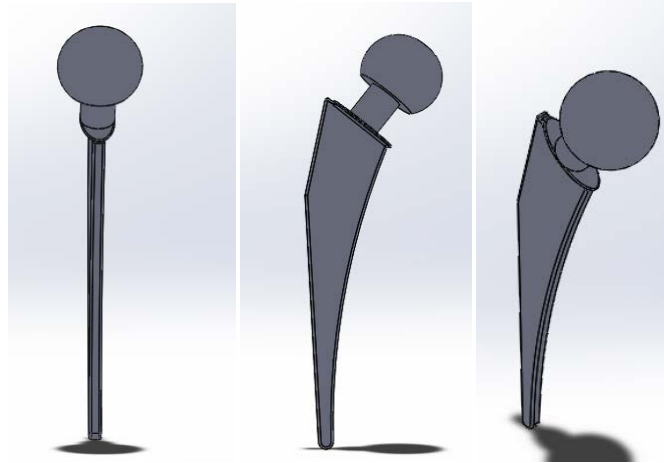
Şekil 3.1 ve Şekil 3.3'de iki farklı tip kalça implantı tasarımı gösterilmektedir. Geliştirilen bu tasarım geometrileri SOLIDWORKS 3D CAD programı aracılığıyla modellenmiştir. Şekil 3.2 ve Şekil 3.4 'de tasarlanan kalça implantlarının teknik resmi gösterilmektedir. Bu çalışma boyunca 1. kalça implantı K1, 2. kalça implantı ise K2 olarak adlandırılacaktır.



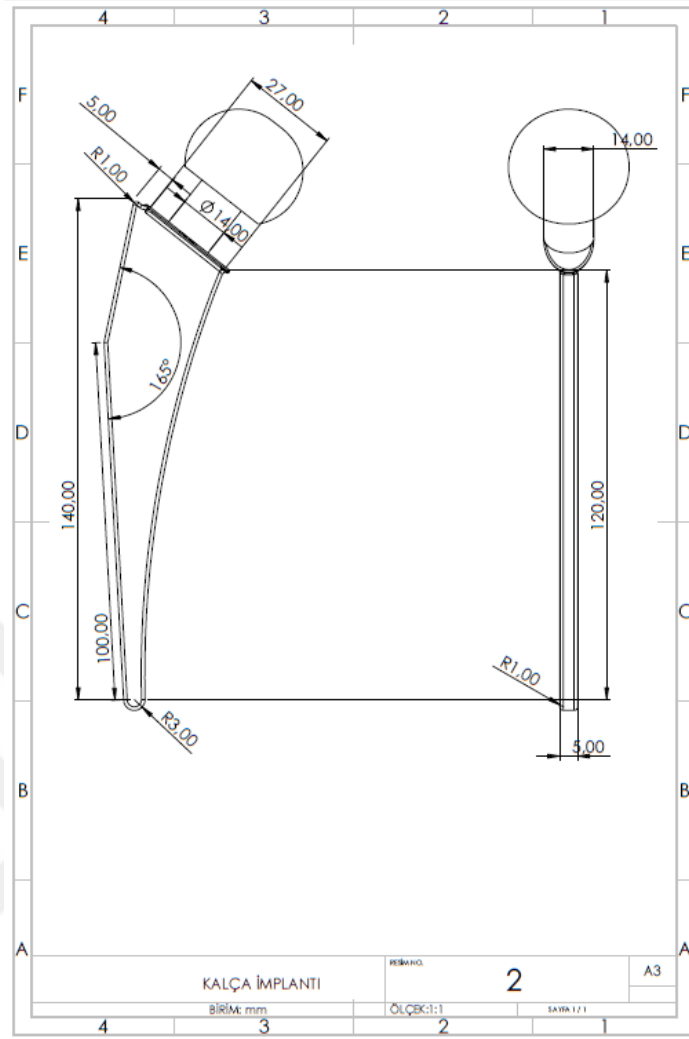
Şekil 3.1. K1 implant tasarımının çeşitli açılardan görünüşü



Şekil 3.2. K1 implant tasarımının teknik resmi



Şekil 3.3. K2 implant tasarımının çeşitli açılardan görünüşü

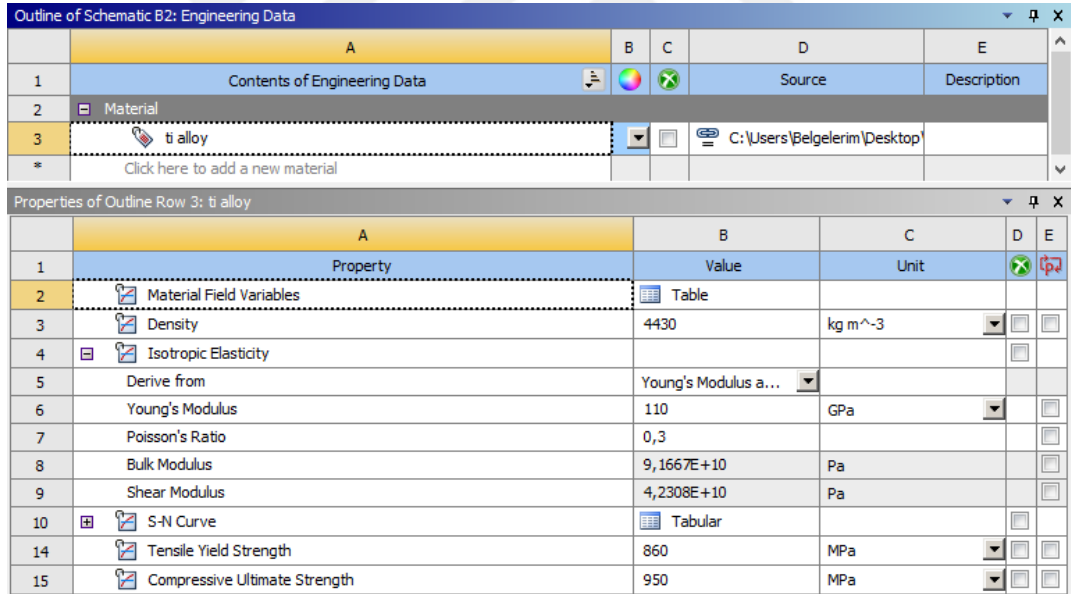


Şekil 3.4. K2 implantı tasarımının teknik resmi

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

### 4.1. Kalça İmplantı Modelinin Dinamik ve Statik Analizi

Kalça implantına yapılan dinamik analiz, implantın ani ve kısa süreli yüklemelere karşı gösterdiği mekanik davranışları incelemek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Dinamik analiz sonuçları, implantın darbelere karşı dayanıklılığını, yükleri nasıl dağıttığını ve deformasyon seviyelerinin değerlendirilmesini sağlamaktadır. Ayrıca, bu tür analizler, ani yüklemelere maruz kalan implantlarda olası zayıf bölgelerin belirlenmesi ve tasarım iyileştirmeleri yapılması açısından kritik veriler sağlamaktadır. Statik analiz ise implantın uzun süreli ve sabit yükler altındaki dayanımını değerlendirmek için gerçekleştirilmiştir. Özellikle, implantın vücut ağırlığından kaynaklanan sürekli yüklemeler altındaki mekanik davranışlarını gözlemlemek amacıyla yapılmıştır. Bu analiz çalışmasında kalça implantı biyomalzemesi olarak Ti-6Al-4V kullanılmıştır. Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri Şekil 4.1’ de gösterilmektedir.



The image shows two screenshots from the ANSYS Engineering Data interface. The top screenshot displays the 'Outline of Schematic B2: Engineering Data' with a table of material properties. The bottom screenshot shows the 'Properties of Outline Row 3: ti alloy' with a detailed table of material properties.

	A	B	C	D	E
1	Contents of Engineering Data			Source	Description
2	Material				
3	ti alloy			C:\Users\Belgelerim\Desktop	
*	Click here to add a new material				

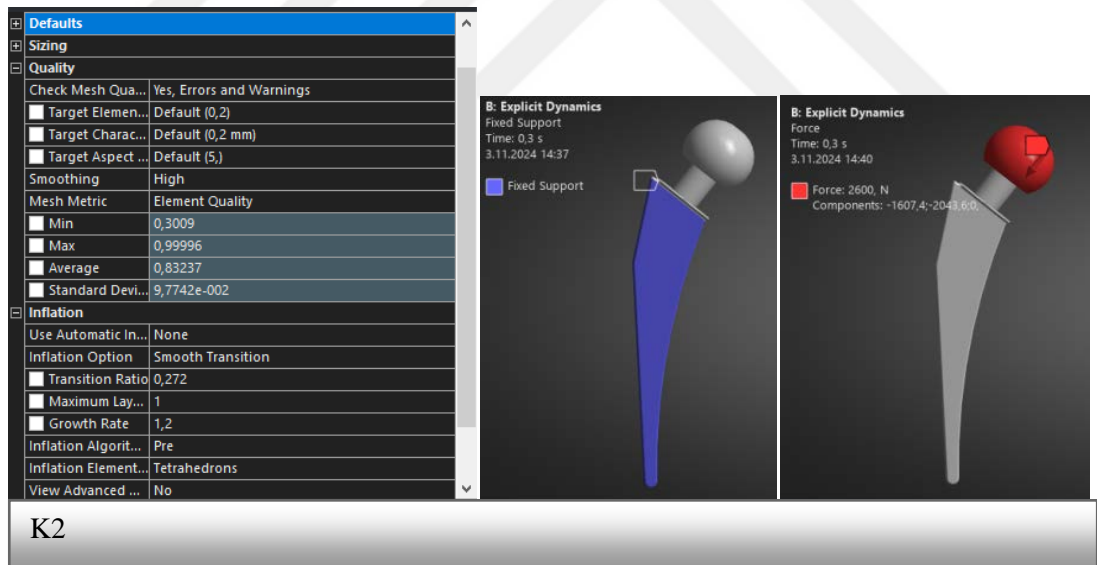
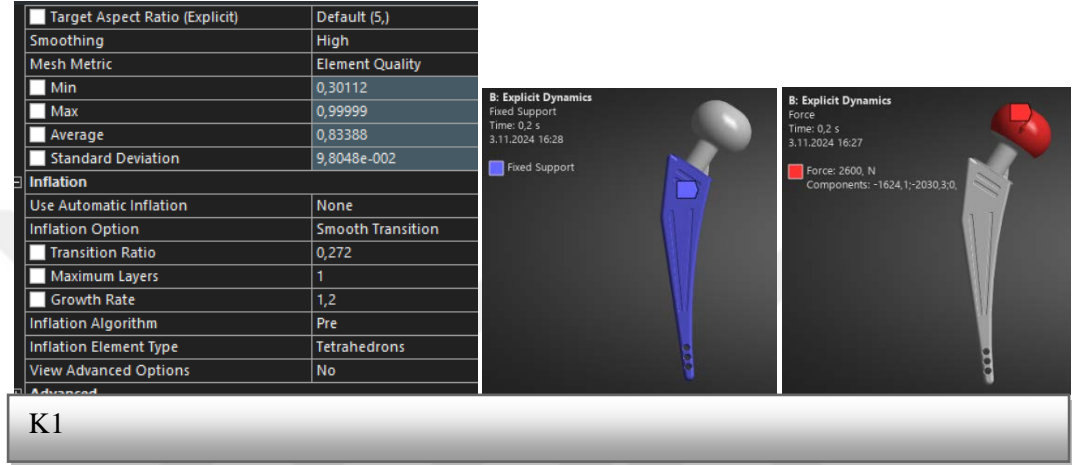
	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Density	4430	kg m <sup>-3</sup>		
4	Isotropic Elasticity				
5	Derive from	Young's Modulus a...			
6	Young's Modulus	110	GPa		
7	Poisson's Ratio	0,3			
8	Bulk Modulus	9,1667E+10	Pa		
9	Shear Modulus	4,2308E+10	Pa		
10	S-N Curve	Tabular			
14	Tensile Yield Strength	860	MPa		
15	Compressive Ultimate Strength	950	MPa		

Şekil 4.1. Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri

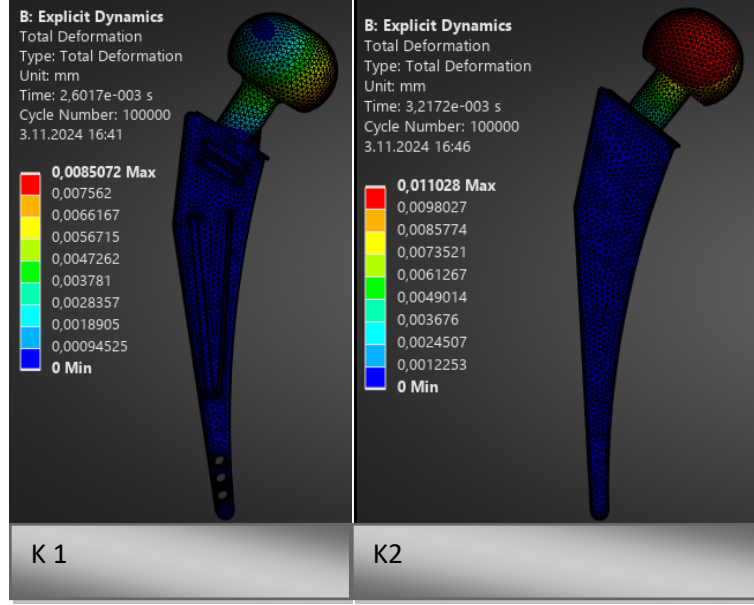
#### 4.1.1. Kalça implantı modelinin açık (explicit) dinamik analizi

Modellenen her iki kalça implantına açık dinamik analiz yapılmıştır. Zıplama, düşme gibi ani hareketler sırasında, femur başına binen yük vücut ağırlığının 2 katından başlayıp, 5 katına kadar çıkabilmektedir. Bu, bireyin hareketine ve düşüş yüksekliğine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu durum göz önünde

bulundurularak 90 kg ağırlığındaki bir birey için femur başına binen yük 2600 N olarak kabul edilmiştir. Şekil 4.2’de kalça implantına yüklenme durumu ve sabit destek koşulu altında modellenmiş hali gösterilmektedir. Mesh kalitesini değerlendirmek için kullanılan “Element kalitesi” değeri 0.8323 seviyelerinde elde edilmiştir. Bu yüksek kalite değeri, elemanların şekil ve boyutlarının analiz doğruluğunu arttıracak şekilde optimize olduğunu göstermektedir. Ayrıca iki kalça implantında da tetrahedron mesh tipi kullanılmıştır.

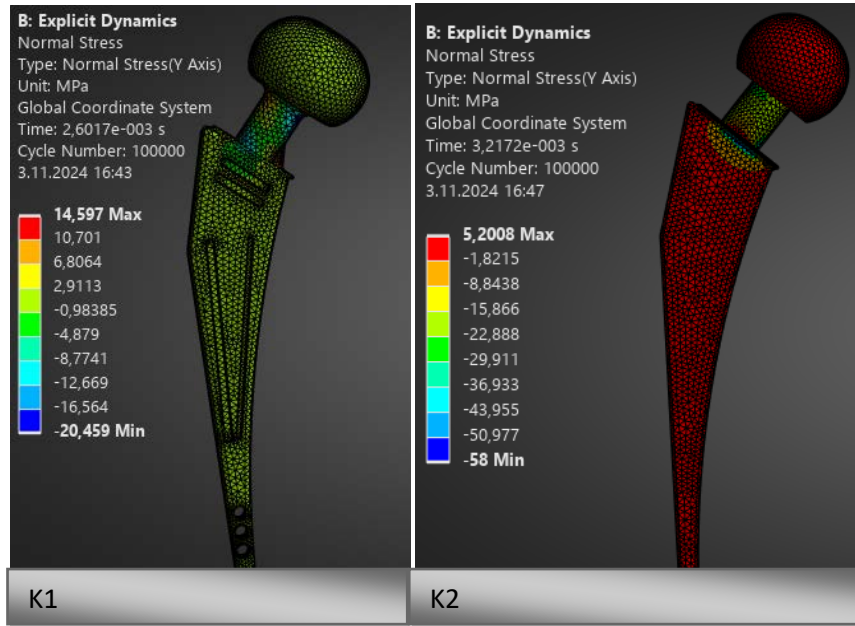


Şekil 4.2. Açık dinamik analizde K1 ve K2 kalça implantında sabitlenen bölgeler ve yüklenme durumu



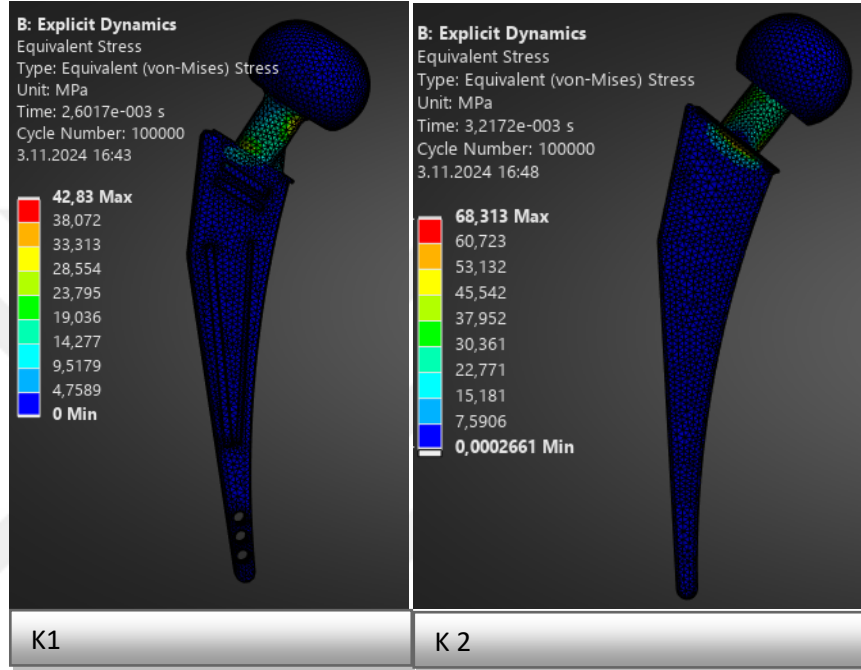
**Şekil 4.3.** Kalça implantlarının dinamik analizlerinde total deformasyon sonuçları

Total deformasyon değerleri, her iki implantın yük altında yaşadığı deformasyonu göstermektedir. Şekil 4.3’de kalça implantlarında meydana gelen total deformasyon analizi sonuçları gösterilmektedir. K1 implantının maksimum deformasyonu daha düşükken, K2 implantı daha fazla deformasyon göstermektedir. Titanyum alaşımlı kalça implantlarında 50-300 µm genellikle kabul edilebilir deformasyon aralığıdır. Her iki deformasyon değeri de düşük olup, normal çalışma koşullarında kabul edilebilir sınırdadır.



**Şekil 4.4.** Kalça implantlarının dinamik analizlerinde normal gerilim sonuçları

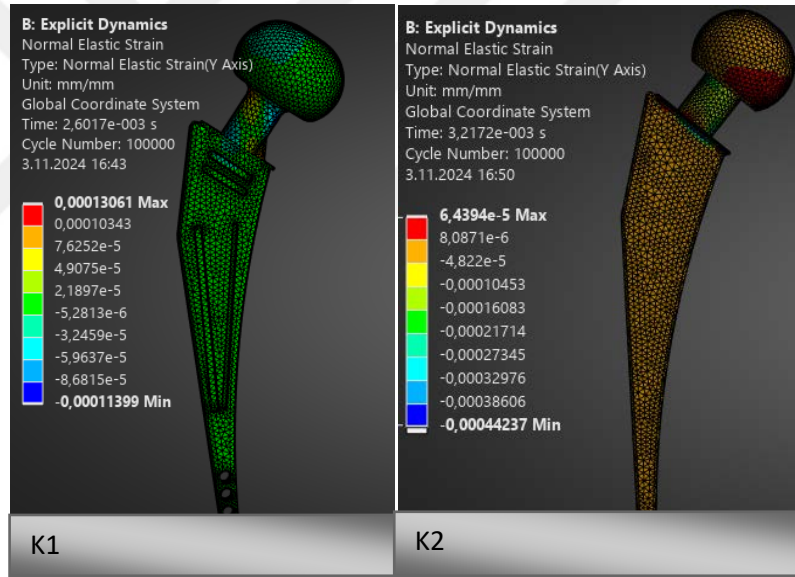
Şekil 4.4’de modellenen kalça implantlarında meydana gelen normal gerilme analizi sonuçları gösterilmektedir. K1 implantının maximum normal gerilme değeri yüksek olmasına rağmen, implantın genelinin yeşil renkte görünmesi, gerilim seviyelerinin çoğu bölgede düşük olduğunu ve implantın genel olarak iyi bir performans sergilediğini göstermektedir. K2 kalça implantının genel olarak kırmızı görünmesi, birinci kalça implantına göre yüksek gerilim seviyelerine sahip olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.5. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde Von-Mises gerilme sonuçları

Şekil 4.5’de sunulan Von-Mises gerilme analizi sonuçları, K1 ve K2 kalça implantlarındaki stres dağılımını göstermektedir. Von-Mises gerilmesi, malzemenin dayanıklılığını ve yapıların güvenliğini değerlendirmede kritik bir rol oynamaktadır. Analiz sonuçlarına göre, K2 implantında daha yüksek maksimum Von-Mises gerilmesi gözlemlenmiştir. Bu durum, K2 implantının K1 implantına göre daha fazla stres altında olduğunu dolayısıyla kırılma veya kalıcı deformasyon riski taşıyabileceğini işaret etmektedir. Buna karşılık, K1 implantı, daha dengeli bir stres dağılımı sunarak yapı güvenliği açısından daha avantajlı bir performans sergilemektedir. Ti-6Al-4V alaşımının akma dayanımı 860 Mpa seviyelerindedir. K1 ve K2 implantlarında oluşan Von-Mises gerilmesi titanyum alaşımının akma dayanımından çok düşük olup iki implant da güvenli bölgede yer almaktadır.

Titanyum alaşımasının elastiklik modülü yaklaşık 110 GPa olup, kemik dokusunun elastiklik modülüyle kıyaslandığında (kortikal kemik için 17-20 GPa) çok daha yüksektir. Bu büyük fark, yükün büyük kısmının implant tarafından taşınmasına neden olur ve bu da stres kalkanı etkisini arttırmaktadır. Elastiklik modülünün yüksek olması, implantın çevredeki kemiğe kıyasla daha az deformasyona uğrayacağı anlamına gelir ve kemik dokusunun mekanik yük taşıma işlevini azaltarak kemik kaybı riskini artırabilir. Diğer taraftan, K1 implantındaki daha düşük gerilme değerleri ve daha dengeli stres dağılımı, yükün implant ve kemik arasında daha dengeli paylaşıldığını göstermektedir. Bu durum, stres kalkanı etkisinin K1 implantında daha az belirgin olduğunu ve kemik dokusunun mekanik uyarılmasını daha iyi koruyabildiğini göstermektedir. Her iki implant güvenli sınırlar içinde olsa da, K1 implantı hem daha dengeli stres dağılımı sunmakta hem de stres kalkanı etkisini azaltarak tasarım açısından daha avantajlı bir seçenek olarak görülmektedir.

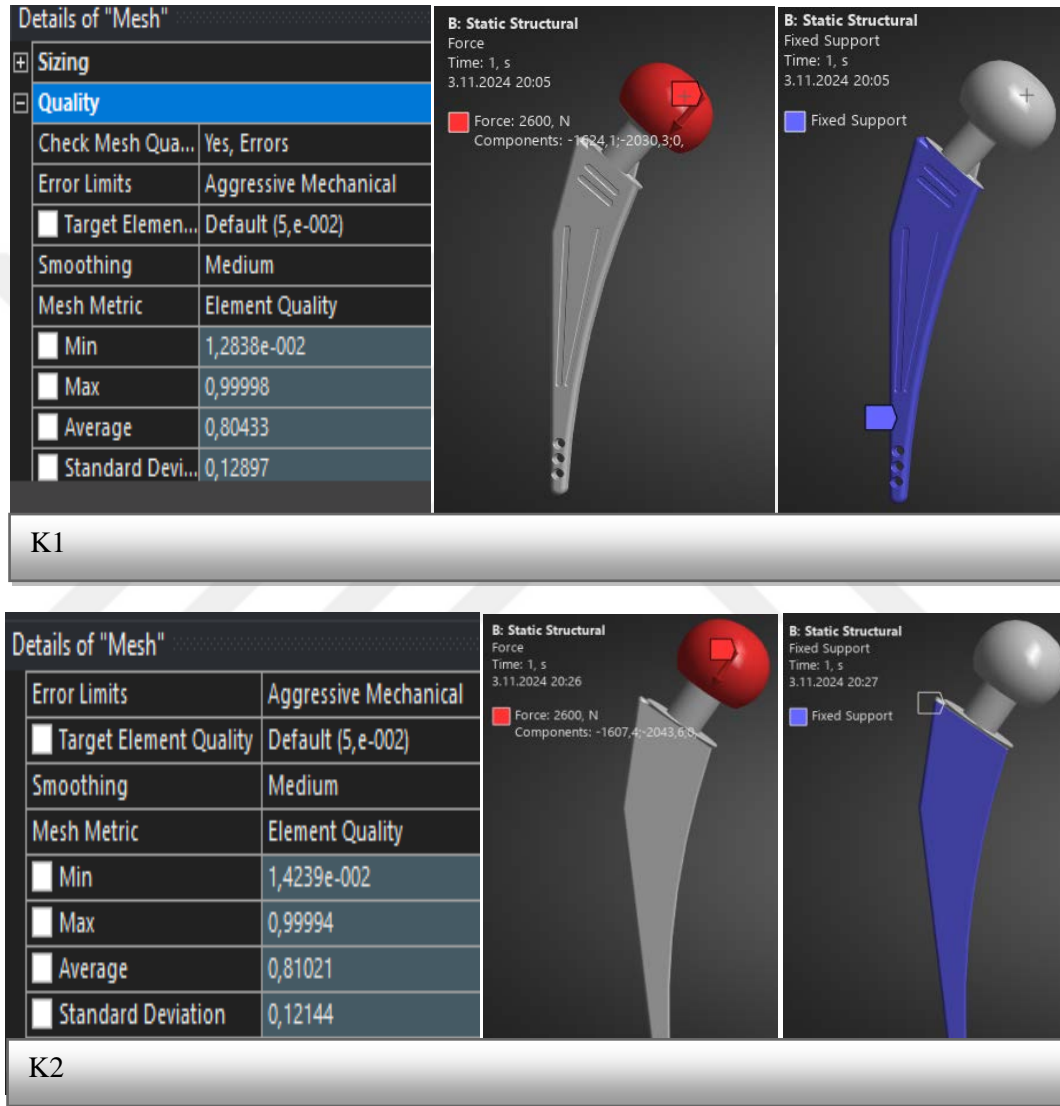


Şekil 4.6. Kalça implantlarının dinamik analizlerinde normal elastik strain sonuçları

Şekil 4.6'da sunulan normal elastik strain analizi sonuçları, K1 ve K2 implantlarındaki birim şekil değiştirme dağılımını göstermektedir. Normal elastik strain malzeme içerisindeki birim şekil değiştirme miktarını ifade eder ve yüksek değerler, implantın uzun vadeli dayanıklılığını olumsuz etkilemektedir. Ti-6Al-4V alaşımından üretilmiş kalça implantları için güvenli sayılan değer %0.7 ve altındaki strain değerlerdir. Bu bilgi göz önünde bulundurulduğunda K1 implantı, K2 implantına göre daha dengeli ve düşük birim şekil değiştirme değerleri gösterdiği için daha avantajlı görünmektedir.

#### 4.1.2. Kalça implantı modelinin statik analizi

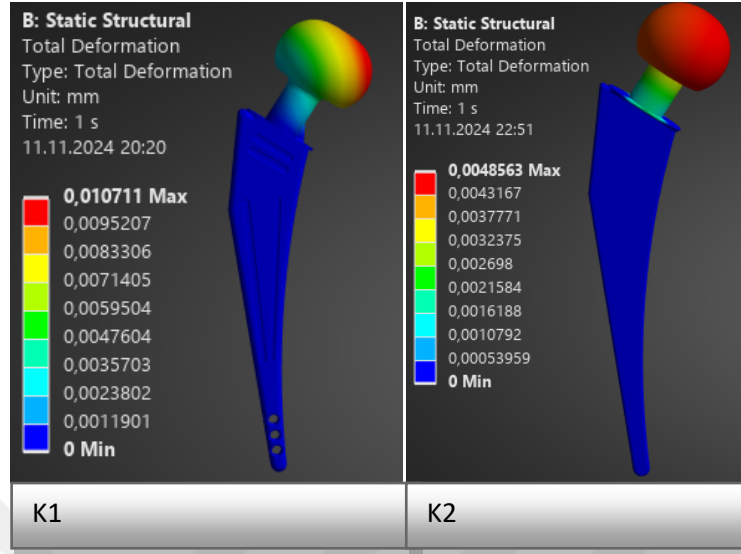
K1 ve K2 implantlarına yapısal statik analiz yapılmıştır. Şekil 4.7’de kalça implantına yüklenme koşulları ve sabit destek koşulu altında modellenmiş hali gösterilmektedir. Mesh kalitesini değerlendirmek için kullanılan “ Element kalitesi” değeri 0.80 seviyelerinde elde edilmiştir. Bu yüksek kalite değeri, elemanların şekil ve boyutlarının analiz doğruluğunu arttıracak şekilde optimize olduğunu göstermektedir.



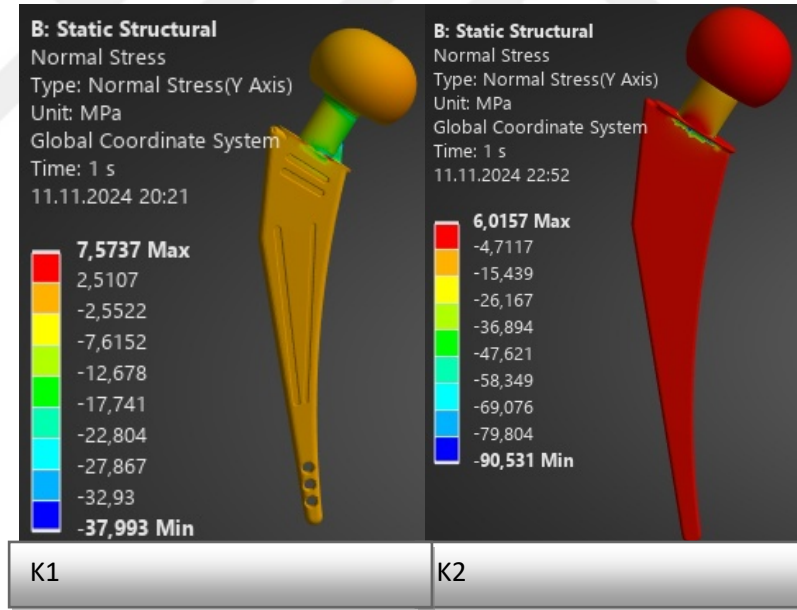
Şekil 4.7. Statik analizde K1 ve K2 kalça implantlarında sabitlenen bölgeler ve yüklenme durumu

Şekil 4.8’de modellenen kalça implantlarında meydana gelen total deformasyon analizi sonuçları gösterilmektedir. Oluşan maksimum deformasyon değerleri birbirine çok yakın olmakla birlikte K1 implantında mavi yeşil renk oranı K2 implantına göre daha fazladır. Bu durum 1. Kalça implantının deformasyon dayanımının genel olarak daha yüksek olduğunu göstermektedir. Her iki değer de

düşük olup, normal çalışma koşullarında (50-300  $\mu\text{m}$ ) kabul edilebilir deformasyon aralığındadır.



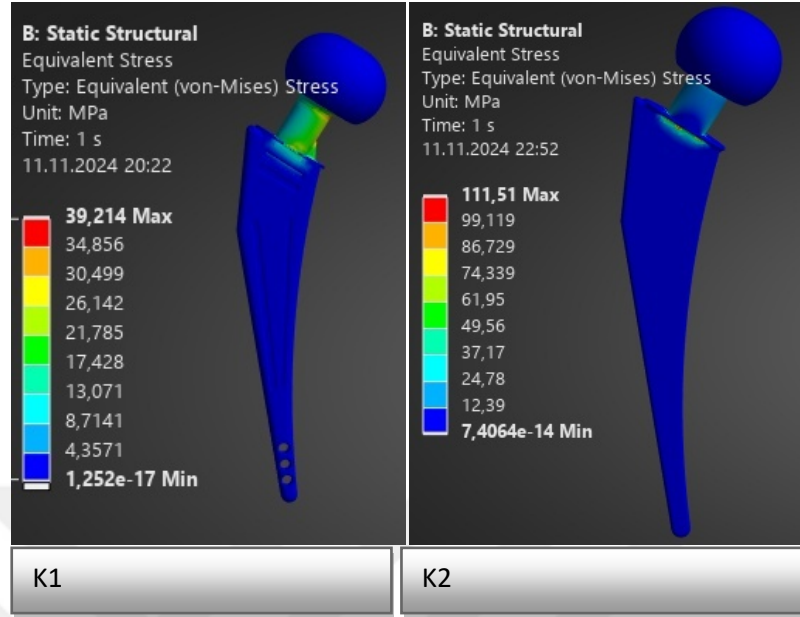
Şekil 4.8. Kalça implantlarının statik analizlerinde total deformasyon sonuçları



Şekil 4.9. Kalça implantlarının statik analizlerinde normal gerilme sonuçları

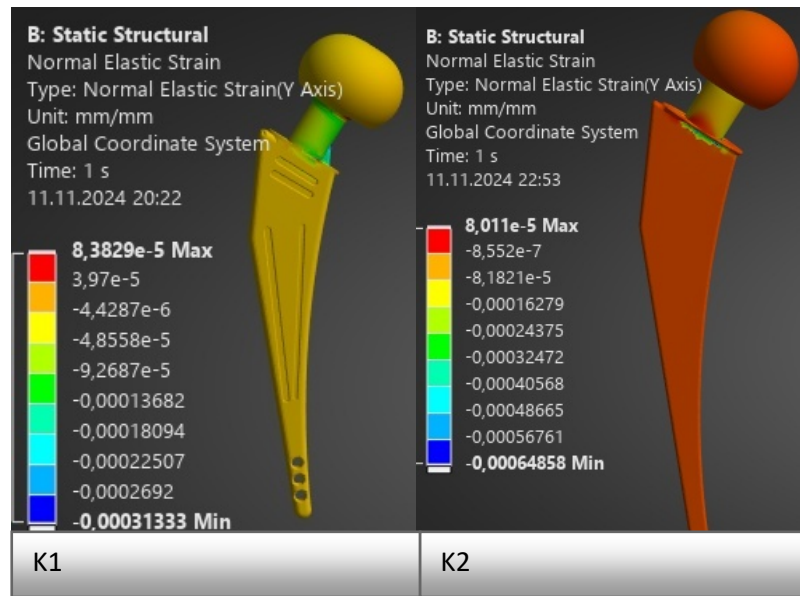
Şekil 4.9'da modellenen kalça implantlarında meydana gelen normal gerilme analizi sonuçları gösterilmektedir. K1 implantının maksimum normal gerilme değeri ikinci implanta göre yüksek olmasına rağmen, K1 implantının genelinde sarı renkte görünmesi, gerilme seviyelerinin çoğu bölgede düşük olduğunu ve implantın genel olarak iyi bir performans sergilediğini göstermektedir. K2 implantının genel olarak

kırmızı görünmesi, K1 implantına göre yüksek seviyelerine sahip olduğunu göstermektedir.



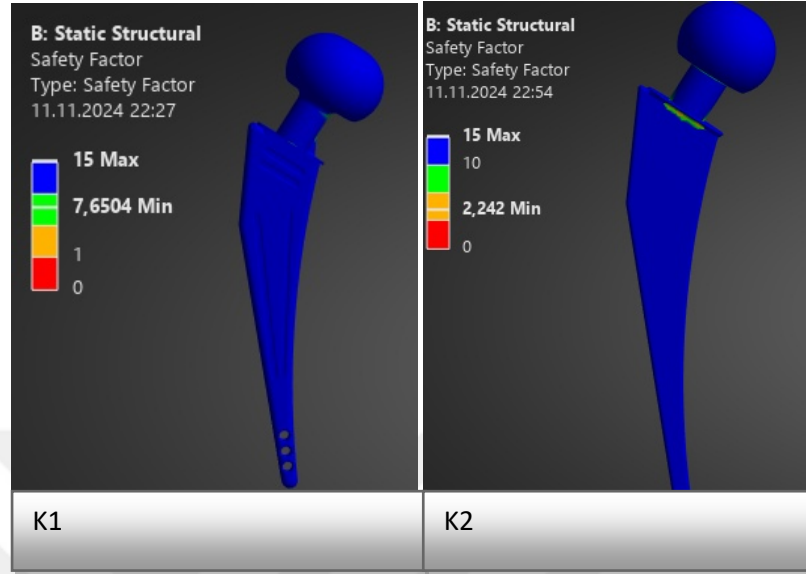
Şekil 4.10. Kalça implantlarının statik analizlerinde Von-Mises gerilme sonuçları

Şekil 4.10'da modellenen kalça implantlarında meydana gelen Von-Mises gerilme analizi sonuçları gösterilmektedir. K2 implantında daha yüksek maksimum Von-Mises gerilmesi; K2 implantının daha fazla stres altında olabileceğini ve potansiyel olarak kırılma veya deformasyon riski taşıdığını göstermektedir. K2 implantının yüksek Von-Mises gerilmesi; güvenlik risklerini artırırken, K1 implantı daha dengeli ve güvenli bir stres dağılımına sahiptir.



Şekil 4.11. Kalça implantlarının statik analizlerinde normal elastik gerinim sonuçları

Şekil 4.11’de modellenen kalça implantlarında meydana gelen normal elastik gerinim analizi sonuçları gösterilmektedir. İlk implant, daha dengeli ve düşük birim şekil değiştirme değerlerine sahip olduğu için daha avantajlı görünmektedir.



Şekil 4.12. Kalça implantlarının statik analizlerinde güvenlik faktörü sonuçları

Şekil 4.12’de modellenen kalça implantlarının güvenlik faktörü sonuçları gösterilmiştir. K1 implantının tamamen mavi renkte olması implantın stres altında güvenli bir seviyede çalıştığını ve aşırı yüklenme riskinin olmadığını göstermektedir. Bu durum, implantın tasarımının ve malzeme özelliklerinin yeterli olduğunu işaret etmektedir. K2 implantının boyun bölgesinde hafif yeşil alanların görülmesi, stres seviyesinin hafif arttığını ancak hala kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu göstermektedir. Bu alanlar, uzun vadede dikkat edilmesi gereken yerlerdir, çünkü yük altında belirli bir zaman diliminde yorulma riski taşıyabilmektedir.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, Ti6Al4V alaşımından üretilmiş iki farklı kalça implantının geometrik tasarımlarının mekanik performans üzerindeki etkileri statik ve dinamik analizlerle incelenmiştir. K1 implantının tasarımında yapılan kanal yapılarının varlığı, implant sapında kalınlık artışı ve femur boynunda rib yapısı gibi iyileştirmelerin, implantın mekanik dayanımı ve yük taşıma kapasitesinde belirgin bir artış sağladığı görülmüştür. K1 implantının femur sapında 5 mm kalınlık artışı yapılmıştır. Kalınlık artışı, sapın rijitliğini arttırmaktadır. Bu durum implantın daha fazla yük taşımasını sağlayarak implantın stres konsantrasyonlarını azaltmaktadır. Daha kalın bir sap, uygulanan yük altında daha az deformasyon göstermektedir. Bu da uzun vadede implantın daha stabil olmasını sağlamaktadır. Femur sapının kalınlığının artmasıyla birlikte implant ağırlığında artış meydana gelmiştir. Ağırlık artışı implant sapında porlar ve implant yüzeyinde kanal yapıları açılarak dengelenmeye çalışılmıştır. İmplantın sap kalınlığının artışıyla birlikte implant yerleştirilen bölgede kemiğin normal yük taşıma kapasitesinin azalması nedeniyle gerilme kalkanı etkisi oluşmaktadır. İmplant yüzeyinde açılan yatay ve dikey kanallar, implantın rijitliğini bölgesel olarak azaltarak kemiğe daha fazla stres aktarılmasını sağlamaktadır. Böylece gerilme kalkanı etkisinin minimize edilmesi sağlanmıştır. Dinamik analiz sonuçları, K1 implantının dayanıklı olduğunu ve ani yüklemeler karşısında daha az deformasyona uğradığını ortaya koymuştur.

K1 implantının femur boynunda yer alan destekleyici küçük bir rib yapısı, K1 implantının yapısal bütünlüğünü güçlendirmekte ve yük dağılımını iyileştirmektedir. Femur boynu, vücut ağırlığı ve kasların etkisiyle yüksek moment kuvvetlerine maruz kaldığından, bu rib yapısı moment etkisini dengeleyerek implantın stabilitesine önemli katkı sağlamaktadır. Rib yapısı, özellikle eğilme ve burulma momentlerine karşı dayanıklılığı artırarak deformasyon riskini azaltmaktadır.

Gelecekteki çalışmalar, kalça implantlarının hasta üzerindeki uzun vadeli etkilerini incelemeli ve özellikle geometrik tasarım farklılıklarının implantın biyomekanik performansı üzerindeki etkilerini daha detaylı bir şekilde araştırmalıdır. K1 implantının tasarımındaki geometrik özellikler, yük dağılımını optimize ederek implantın dayanıklılığını ve stabilitesini artırmıştır. Bu bağlamda, yeni nesil kalça implantlarının başarısı, sadece kullanılan malzeme özelliklerine değil, aynı zamanda implantın geometrik yapısına da bağlı olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

TI6Al4V alaşımının biyouyumluluğu ve dayanıklılığı gibi önemli kriterler, tasarımıda dikkate alınarak implantın uzun ömürlüü ve hasta konforu sağlanmalıdır. Ayrıca, krom-kobalt alaşımı gibi yüksek mukavemet özelliklerine sahip biyomalzemelerin, geometrik tasarım unsurlarıyla birleştirilmesi, kalça implantlarının performansını daha da geliştirecektir. Bu çalışmalar, hem biyomekanik açıdan üstün implantların geliştirilmesine hem de klinik uygulamalarda hasta yaşam kalitesinin artırılmasına katkı sağlayacaktır.



## KAYNAKLAR

- [1] Ünkar, E. A. (2020). Total Kalça Protezi Tasarımları ve Tarihsel Gelişimi. s. 271-275. Erişkinlerde Kalça Hastalıkları ve Tedavisinde Güncel Yaklaşımlar. Türkiye.
- [2] Kaya, F., İnce, G., Avcı, M., Yünlü, L., (2021). Kalça Protezi Tasarımının Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Statik Analizi, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 9(1), 199-208.
- [3] Atıl, A. (2024). Kalça Eklemi ile ilgili genel bilgiler <https://www.kalca cerrahi.org/> (Erişim tarihi: 25/05/2025)
- [4] Ergin, Ö.N. (2024). Kalça Eklemine Anatomisi. <https://dromernaciengin.com/kalca-ekleminin-anatomisi/>.(Erişim Tarihi:20.04.2024)
- [5] Anonim. (2024). Pelvis Anatomisi. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Pelvis> .(Erişim Tarihi:02/06/2004)
- [6] Zeynel, A. (2020). Gelişimsel kalça displazili hastalarda salterosteotomi ile pembedonasetabuloplastisinin uzun dönem sonuçlarının karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi. Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı.
- [7] Ozan, H., (2004). İskium. Ozan anatomi kitabı, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
- [8] Yıldırım M., (2007). Pubis. s. 30-32. İnsan anatomisi, 8. Baskı, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
- [9] Turhan, K. (2022). Kalça Eklemi Anatomisi <https://kayhanturan.com/blog/kalca-eklem-anatomisi/> (Erişim Tarihi: 05/05/2024)
- [10] Gür, K., Taşkın, M. (2004). Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum. Fırat Üniversitesi Doğu Bölgesi Araştırmaları Dergisi. 2, 106-113.
- [11] Neumann, D. A. (2009). Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations of Rehabilitation. 2nd Ed. Evolvepublishinghouse. ABD.
- [12] Zeynel, A., (2020). Gelişimsel kalça displazili hastalarda salterosteotomi ile pembedonasetabuloplastisinin uzun dönem sonuçlarının karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi. Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı.
- [13] Archbold, G. (2003). Patients' experiences of hipfracture. Journal of Advanced Nursing. 44 (4): 385.
- [14] Turhan,K. (2022). Kalça Eklemi Anatomisi <https://kayhanturan.com/blog/kalca-eklem-anatomisi/> (Erişim Tarihi: 05/05/2024)
- [15] Vural, A. (2020) Radyolojik ve artroskopik olarak kalça eklem dejenerasyonunun Değerlendirilmesi ve Cam Tipi Sıkışma Sendromu Tedavi Sonuçlarına Etkisi. Uzmanlık Tezi Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi.
- [16] Turgut A. (2015). Kalça Eklemi Anatomisi ve Biyomekaniği. TODBİT Dergisi. 10.1429227-33.
- [17] Güner, A. T., Meran C. (2020). Ortopedi Ameliyatlarında kullanılan Biyomalzemeler. Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi.10.5505,54-67.

- [18] Anonim. (2024). Yorulma. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Yorulma>. (Erişim Tarihi: 02.04.2024).
- [19] Güven, ř. Y. (2014). Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seęimi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi. 303-311.
- [20] Anonim. (2024). On Dokuz Mayıs Üniversitesi Ders Notları. <https://avys.omu.edu.tr/storage/app/public/semcoruh/126302/Desr%20notu%2010.%20hafta.doc>. (Erişim Tarihi: 05.06.2024)
- [21] Evcin,A.(2024).Biyomalzemeler. <https://blog.aku.edu.tr/evcin/files/2020/10/6-metalik-biyomalzemeler.pdf>. (Erişim Tarihi:06.06.2024)
- [22] Evcin, A. Seramik Biyomalzemeler. <https://blog.aku.edu.tr/evcin/files/2020/10/8-seramik-malzemeler.pdf> (Erişim Tarihi:03.06.2024).
- [23] Delikanlı, Y. E. (2013). Özel Geometriyle Pürüzlendirilmiş Kalça İmplantı Tasarımı, Lazer Ergitme Yöntemi ile İmalatı ve Denek Hayvanda Denenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [24] Williams, D.F., Tengvall, P., Textor, M., Thomsen, P.(2001). Titaniumformedicalapplications: Titanium in Medicine. pp.3-24 Springer-Verlag. New Work.
- [25] Küçük, Ö., Öztürk, B. (2020). Kalça Protezlerinde Loft Tasarım Aracı Kesit Değişimlerinin Gerilme Miktarı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi” BŞEÜ Fen Bilimleri Dergisi. 10.35193,837-849
- [26] Algün, D. Kalça Artroskopisi. <https://www.denizalgun.com/kalca-artroskopisi-nedir>. (Erişim Tarihi:01/05/2024)
- [27] Anonim. (2021). Elastisite Modülü. [https://tr.wikipedia.org/wiki/Elastisite\\_mod%C3%BC1%C3%BC](https://tr.wikipedia.org/wiki/Elastisite_mod%C3%BC1%C3%BC). (Erişim Tarihi: 14.04.2024)