



**FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**PLA VE KARBON KAPLAMA KULLANARAK VE  
FONKSİYONELLİK VE KONFORU ARTIRMAK  
İÇİN 3D BASKI TEKNOLOJİSİ KULLANARAK  
PROTEZ UZUV TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İSLAM MURTAJA**

**İSTANBUL, 2024**



**FATİH SULTAN MEHMET VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**PLA VE KARBON KAPLAMA KULLANARAK VE  
FONKSİYONELLİK VE KONFORU ARTIRMAK  
İÇİN 3D BASKI TEKNOLOJİSİ KULLANARAK  
PROTEZ UZUV TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İSLAM MURTAJA  
(220231101)**

**Danışman  
(Dr. Öğr. Üyesi Fatih Çiftçi)**

**İSTANBUL, 2024**

03/07/2024

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği Tezli Yüksek Lisans programı öğrencisi 220231101 numaralı İslam S M Murtaja'nın hazırladığı "3 Baskı Teknolojisi kullanarak Karbon Fiber Protez Bacak Tasarımı Ve Üretimi: Fonksiyonelliği Ve Konforu Artırma" konulu Yüksek Lisans/Doktora/Sanatta Yeterlik tezi ile ilgili Tez Savunma Sınavı, 03/07/2024 Çarşamba günü saat 12:00'da yapılmış, sorulara alınan cevaplar sonunda adayın tezinin **Kabulüne Oy Çoğunluğu/Oy Birliği** ile karar verilmiştir.

**Tez adı değişikliği yapılması halinde:** Tez adının PLA ve karbon kaplama kullanarak ve fonksiyonellik ve konforu artırmak için 3d baskı teknolojisi kullanarak protez uzuv tasarımı ve üretimi. şeklinde değiştirilmesi uygundur.

Jüri Üyesi	Karar
1. (Danışman) Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÇİFTÇİ	KABUL
2. Doç. Dr. Gökhan ÖZER	KABUL
3. Dr. Öğr. Üyesi Nilüfer DUYGULU	KABUL
4. ....	.....
5. ....	.....
6. (İkinci Danışman)* .....	.....

\*2. Danışman varsa doldurulması gerekmektedir.

## **ETİK BİLDİRİM**

Bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bağı olduğum üniversite veya bir başka üniversitedeki başka bir çalışma olarak sunulmadığını beyan ederim.

Islam Salah Murtaja

## TEŞEKKÜR

Büyüme ve gelişme yolculuğum boyunca karşılaştığım zorluklar, zaman zaman mükemmeliyetçi yaklaşımla çalışmanın ne kadar zorlayıcı olabileceğini gösterdi. Ancak bu süreçte, çabalarımın başarıya ulaşmak ve kişisel gelişimim için güçlü bir itici güç olduğunu anladım.

Bu yüksek lisans tezimi tamamlamanın duygusal ve akademik bir serüven olduğunu belirtmek isterim. Bu süreçte bana rehberlik eden, içten destekleri ve yol gösterici yönlendirmeleri için değerli danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÇİFTÇİ 'ye en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bunun yanında, kütüphane ve laboratuvar olanaklarından faydalanmamı sağlayan üniversiteme ve öğretim üyelerime teşekkür ederim.

Özel olarak, aileme ve sevdiklerime sonsuz teşekkür etmek istiyorum, çünkü benden hiçbir zaman desteğinizi esirgemediniz. Yanımda kalmaya devam ettiniz, bu süreci boyunca.

Bu başarı, hepimizin katkılarıyla gerçekleşti. Bu başarıyı dünya ile paylaşmak için sabırsız bir şekilde hepimize minnettarım.

Islam Salah Murtaja

**PLA VE KARBON KAPLAMA KULLANARAK VE  
FONKSİYONELLİK VE KONFORU ARTIRMAK İÇİN 3D  
BASKI TEKNOLOJİSİ KULLANARAK PROTEZ UZUV  
TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**Islam Murtaja**

**ÖZET**

Bu çalışmada, takviye için ilave karbon katmanıyla birlikte PLA (Polilaktik Asit) kullanan, uygun maliyetli, hafif bir protez uzvun geliştirilmesini araştırıyor. Proje, PLA'nın 3D basılabilirliği ve biyouyumluluğundan yararlanarak ve karbon kaplamayla dayanıklılığını artırarak gücü, ağırlığı ve kullanıcı konforunu optimize eden bir protez uzuv tasarlamayı amaçlıyor. Metodoloji, SolidWork, 3D baskı PLA bileşenlerini kullanarak ayrıntılı bir tasarım oluşturmayı ve protez uzvun yüzeyine bir karbon katmanı uygulamayı içerir. Uzvun performansını, konforunu ve işlevselliğini değerlendirmek için kapsamlı mekanik testler ve kullanıcı denemeleri gerçekleştirilecek. Beklenen sonuçlar arasında hem dayanıklı hem de hafif olan, geleneksel protez malzemelerine uygun maliyetli bir alternatif sunan ve gelişmiş konfor ve işlevsellik için kullanıcı odaklı tasarım sağlayan bir protez uzuv yer alıyor. Bu araştırma, uygun fiyatlı ve sağlam protez çözümleri oluşturmak için PLA'yı karbon kaplamayla birleştirmenin potansiyelini göstererek protez alanına katkıda bulunmayı amaçlamaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Protez Bacak Tasarımı, Polilaktik Asit, 3D Baskı Teknolojisi, Yürüyüş Analizi.

**DESIGN AND FABRICATION OF PROSTHETIC LIMB BY  
USING PLA AND CARBON COATING AND USING 3D  
PRINTING TECHNOLOGY FOR ENHANCING  
FUNCTIONALITY AND COMFORT**

**Islam Murtaja**

**ABSTRACT**

This project explores the development of a cost-effective, lightweight prosthetic limb using PLA (Polylactic Acid) with an added carbon layer for reinforcement. The project aims to design a prosthetic limb that optimizes strength, weight, and user comfort by leveraging the 3D printability and biocompatibility of PLA and enhancing its durability with a carbon coating. The methodology involves Create a detailed design using SolidWork, 3D printing PLA components, and applying a carbon layer to the surface of the prosthetic limb. Comprehensive mechanical tests and user trials will be conducted to evaluate the limb's performance, comfort, and functionality. The expected outcomes include a prosthetic limb that is both durable and lightweight, providing a cost-effective alternative to traditional prosthetic materials while ensuring user-centric design for improved comfort and functionality. This research aims to contribute to the field of prosthetics by demonstrating the potential of combining PLA with a carbon coating to create affordable and robust prosthetic solutions.

**Keywords:** Prosthetic Leg Design, Polylactic Acid, 3D Printing Technology, Gait Analysis.

## ÖN SÖZ

Bu mezuniyet projesine başlamak, çağdaş teknoloji ile sağlık alanının derin kesişiminde çekici bir keşif oldu. 3D baskı ve polilaktik asit malzemenin buluşması, protezler alanında dönüştürücü olasılıkların kapılarını açtı ve bu proje, ekstremitelerdeki farklılıkları olan bireylerin yaşamlarını iyileştirmek için attığımız yenilikçi adımların bir kanıtı olarak duruyor.

Bu çabanın kökeni, 3D baskı teknolojisinin geleneksel üretim süreçlerini nasıl devrimleştirebileceğine dair bir hayranlık noktasından gelir. Bir yapay bacak oluşturmanın inceliklerine daldıkça, polilaktik asit malzemenin dayanıklılığı, mukavemeti ve adaptasyon yeteneği olarak ortaya çıkması, sadece kaybedilen işlevi taklit etmek değil, protez tasarım standartlarını yeniden tanımlamayı amaçlıyor.

İzleyen sayfalarda, bu projenin oluşturulmasında karşılaşılan metodolojilerin, zorlukların ve zaferlerin kapsamlı bir keşfi bulacaksınız.

Bu girişimde bulunmamıza olanak tanıdığı için Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi teşekkür ederim. Bu projeyi şekillendirmede çok değerli olan danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÇİFTÇİ 'ye özel bir teşekkürü borç bilirim. Arkadaşlarımın ve ailemin sarsılmayan desteği, sürekli bir motivasyon kaynağı olmuştur, onlara gerçekten minnettarım.

Bu projenin, sadece teknolojik ilerlemenin bir kanıtı olmakla kalmayıp, aynı zamanda ihtiyaç sahiplerinin yaşam kalitesini artırmaya yönelik geniş bir tartışmada mütevazı bir katkı olmasını umuyorum. Bu çalışmanın merak uyandırmasını, gelecekteki inovasyonlara ilham vermesini ve teknolojinin protez alanındaki derin etkisi konusunda daha büyük bir anlayışın oluşmasını umuyorum.

Temmuz, 24

Islam Murtaja

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	v
ABSTRACT .....	vi
ÖN SÖZ .....	vii
SEMBOLLER.....	ix
KISALTMALAR.....	x
ŞEKİL LİSTESİ .....	xi
TABLO LİSTESİ .....	xii
GİRİŞ.....	1
BİRİNCİ BÖLÜM.....	3
1. ARKAPLAN .....	3
1.1. PROTEZ EKSTREMİTELERİN TARİHSEL GELİŞİMİ .....	3
1.2. YÜRÜYÜŞ.....	4
1.2.1. Normal Yürüyüş.....	4
1.3. ALT EKSTREMİTE AMPUTASYON SEBEPLERİ.....	6
1.4. ALT EKSTREMİTE AMPUTASYON TÜRLERİ .....	7
1.5. PROTEZ UZUV TASARIMINDA KULLANILAN MALZEMELER.....	10
İKİNCİ BÖLÜM .....	20
2. MALZEMELER VE YÖNTEMLER .....	20
2.1. PROTEZ BACAK BİLEŞENLERİ.....	20
2.1.1. SOCKET .....	20
2.1.2. PİLON.....	21
2.1.3. DİZ EKLEMİ .....	21
2.1.4. AYAK.....	27
2.2. PROTEZ UZUV TASARILARKEN DİKKATE ALINMASI GEREKEN TASARIM KISITLAMALARI VE FAKTÖRLER.....	31
2.2.1. Tasarım Kısıtlamaları.....	31
2.2.2. Tasarım Faktörleri.....	33
2.2.3. Karbon Kaplama Uygulaması 3d Baskı Protez Uzvunda .....	41
ÜÇÜNCÜ BÖLÜM.....	43
3. TESTLER VE YORUMLAR .....	43
3.1. ÖRNEKLERİN SONRASI TAVLAMA (ISIL İŞLEMİ).....	44
3.2. GERİLME TESTİ ( TENSİLE TESTİNG).....	48
3.3. SOLIDWORKS KULLANARAK SİMÜLASYON ANALİZİ.....	51
SONUÇ.....	57
KAYNAKÇA .....	60

## SEMBOLLER

Pil	pilon
Tm	sıcaklık
C	Santigrat
mm	Milimetre
N (kN)	Newton (kilonewton)
Kg	Kilogram

## KISALTMALAR

3D	3 Boyutlu
PFA	Kısmi Ayak Amputasyonu
MESS	Mangled Extremity Severity Score
AKA	Diz Üstü Amputasyon
KD	Diz Disartikülasyonu
BKA	Below-Knee Amputation
CVD	Kimyasal Buhar Biriktirme
PVD	Fiziksel Buhar Biriktirme
DLC	Elmas Benzeri Karbon
PECVD	Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme
SACH	Solid Ankle Cushion Heel
MPC	Mikroişlemci kontrollü
FDM:	Fused Deposition Modeling
PLA:	Polilaktik Asit
PAN	Poliakrilonitril

## ŞEKİL LİSTESİ

ŞEKİL 1. 1: YÜRÜYÜŞ DÖNGÜSÜ (BERGER W, 2016) .....	6
ŞEKİL 2. 1: PROTEZ BACAK BİLEŞENLERİ .....	20
ŞEKİL 2. 2: TEK EKSENLİ DİZ EKLEMLERİ .....	22
ŞEKİL 2. 3: POLİSENTİRİK DİZ EKLEMLERİ .....	23
ŞEKİL 2. 4: MANUEL KİLİTLEMELİ DİZ .....	24
ŞEKİL 2. 5: PNOMATİK DİZ EKLEMLERİ .....	25
ŞEKİL 2. 6: BİLGİSAYARLI DİZLER .....	26
ŞEKİL 2. 7: SACH AYAK PROTEZİ .....	28
ŞEKİL 2. 8: TEK EKSENLİ AYAK .....	28
ŞEKİL 2. 9: ÇOK EKSENLİ AYAK.....	29
ŞEKİL 2. 10: DİNAMİK TEPKİ AYAKLAR .....	30
ŞEKİL 2. 11: MİKROİŞLEMCİ AYAKLAR .....	31
ŞEKİL 2. 12: SOLIDWORKS İLE TASARLANMIŞ NİHAİ PROTEZ BACAK TASARIMI .....	35
ŞEKİL 2. 13: SOKET BOYUTLARI .....	37
ŞEKİL 2. 14: POLİSENTRİK DİZLERİN BOYUTLARI .....	38
ŞEKİL 2. 15: PİLON BOYUTLARI .....	39
ŞEKİL 2. 16: PİLONUN YAN GÖRÜNÜMÜ .....	40
ŞEKİL 2. 17: (A) PROTEZ AYAK BOYUTLARI, (B) AYAKIN BAŞKA BİR GÖRÜNÜMÜ .....	41
ŞEKİL 3. 1: YÜZ YUKARIDA (A) NUMUNESİNİN KUVVET-UZAMA GRAFİĞİ.....	48
ŞEKİL 3. 2: KENAR YUKARI (B) ÖRNEĞİNİN KUVVET-UZAMA GRAFİĞİ.....	49
ŞEKİL 3. 3: DİK YUKARI (C) ÖRNEĞİNİN KUVVET-UZAMA GRAFİĞİ.....	50
ŞEKİL 3. 4: 60 KİLOGRAMDA PROTEZ ÜZERİNDEKİ BASINÇ SONUÇLARI .....	52
ŞEKİL 3. 5: 80 KİLOGRAMDA PROTEZ ÜZERİNDEKİ BASINÇ SONUÇLARI .....	53
ŞEKİL 3. 6: 100 KİLOGRAMDA PROTEZ ÜZERİNDEKİ BASINÇ SONUÇLARI .....	54
ŞEKİL 3. 7: 220 KİLOGRAMDA PROTEZ ÜZERİNDEKİ BASINÇ SONUÇLARI .....	56

## TABLO LİSTESİ

TABLO 3. 1: 3D YAZICI AYARLARININ ÖZETİ .....	44
TABLO 3. 2: ÇEKME NUMUNESİNİN ÖLÇÜM SONUÇLARI. (50 °C TAVLAMA.).....	45
TABLO 3. 3: ÇEKME NUMUNESİNİN ÖLÇÜM SONUÇLARI. (70 °C TAVLAMA.).....	46
TABLO 3. 4: ÇEKME NUMUNESİNİN ÖLÇÜM SONUÇLARI. (90 °C TAVLAMA.).....	47
TABLO 3. 5: ÖRNEK A'NİN GERİLME TESTİ SİRASINDA FARKLI PARAMETRELERİN ÖLÇÜMÜ. 48	
TABLO 3. 6: ÖRNEK B'NİN GERİLME TESTİ SİRASINDA FARKLI PARAMETRELERİN ÖLÇÜMÜ . 49	
TABLO 3. 7: ÖRNEK C'NİN GERİLME TESTİ SİRASINDA FARKLI PARAMETRELERİN ÖLÇÜMÜ . 50	

## GİRİŞ

İnsan vücudu, doğanın mühendislik becerisinin olağanüstü bir kanıtıdır; zarafet ve hassasiyetle geniş bir yelpazede faaliyetleri gerçekleştirmemizi sağlayan karmaşık ve özenle tasarlanmış bir sistemdir. Ancak, dünyadaki sayısız birey için, travmatik yaralanmalar, tıbbi zorunluluklar veya doğuştan gelen koşullar nedeniyle bir uzvun kaybı, bu uyumlu ilişkiyi bozar ve kişinin doğal bir şekilde hareket etmesini engeller. Bu durumda, birey hareket edebilmek için baston kullanmak veya tekerlekli sandalye ile yer değiştirmek zorunda kalır. Ancak, tekerlekli sandalye veya baston kullanmak, kişinin bağımsız hareket etmesine tam anlamıyla yardımcı olamaz ve başka bir bireyden yardım veya destek gerektirir. Bu gibi zorlu anlarda, protez alanı insan yeteneği ile teknolojik ilerleme arasındaki boşluğu kapatan bir umut ışığı olarak ortaya çıkar. (Ramos, 2015)

Protezler, yapay uzuvların tasarımı ve üretimi bilimi ve sanatı, tarih boyunca milyonlarca insanın hayatında hayati bir rol oynamıştır. Protez teknolojisinin kökenleri, basit ahşap ayaklıklar ve temel uzuv değişimleriyle ihtiyacı olanlara ilkel çözümler sunan antik uygarlıklara kadar uzanır. Ancak modern çağda, protez alanı malzeme, mühendislik ve sağlık hizmetlerinde çığır açan gelişmelerle olağanüstü bir dönüşüm geçirmiştir. Bu ilerlemelere rağmen, önemli zorluklar devam etmektedir. Erişilebilirlik ve uygun fiyatlılık, dünya genelinde birçok bireyin kaliteli protez bakımına erişememesiyle süregelen sorunlardır. Devam eden araştırma çabaları, bu zorlukları ele almayı ve protez teknolojisinin sınırlarını zorlamayı amaçlamaktadır.

Protezlerin amacı açık ve karardır; ekstremiti kaybeden bireylere hareketlilik, fonksiyon ve normal bir his kazandırmaktır. Bu, biyomekanik, malzeme bilimi, mühendislik ve sağlık alanlarını bir araya getiren çok disiplinli bir alandır ve işlevsel olmanın yanı sıra estetik açıdan hoş ve rahat kullanıma sahip protez cihazlarını yaratmak için çalışır. Günümüzde, protezler alanı bir devrim geçiriyor ve bu dönüşümün merkezinde 3D baskı teknolojisi bulunuyor. 3D yazıcıları, protez uzuvların tasarımı ve üretiminde kullanma fikri, teknolojik yenilik ve insan güçlenmesi arasındaki uyumun birinci sınıf bir örneğidir. (Dyer, 2019)

Geleneksel üretim süreçlerinde yoğun emek ve yüksek maliyetler gerektiren protez uzuvlar, genellikle birden fazla iterasyonla mükemmel uyum ve işlevselliği sağlamak için çaba harcanır. Ancak, 3D baskı ve eklemeli imalat teknolojileri, protez tasarımı ve üretiminde devrim yaratabilir. Bu yaklaşım, kişiselleştirme, verimlilik ve maliyet etkinliği açısından yeni olanaklar sunarak hem protez uzmanlarını hem de ampute bireyleri güçlendirebilir. Bu tez, özellikle diz üstü protez bacakların tasarımında 3D baskının öncü rolüne odaklanarak, protez uzuvlar alanında bir dönüşümün parçası olma yolculuğuna çıkıyor. Bu çalışma, modern teknolojinin sunduğu sınırsız olanakları göstererek, protez uzuvların başarılarına yeni ufuklar açmaya adanmıştır.

Protez uzuv tasarımında, hafif ancak dayanıklı malzemelerin kullanımı, yapay uzuvların işlevselliğini ve estetiğini geliştirmeyi hedefleyen yenilikleri teşvik etmiştir. Karbon fiber bu alanda ideal bir seçenek olarak öne çıkarken, maliyetler genellikle bir engel teşkil etmektedir. Bu nedenle, Bu tez, protez uzuv tasarımı ve üretiminde yenilikçi yaklaşımların kullanılmasını amaçlamaktadır. Özellikle, PLA (Polilaktik Asit) ve karbon kaplama gibi malzemelerin kullanımı ile 3D baskı teknolojisinin entegrasyonu üzerinde odaklanmaktadır. Bu yaklaşımın temel amacı, protez uzuvların hem fonksiyonel hem de konfor açısından geliştirilmesini sağlamaktır.

PLA, biyobozunur bir polimerdir ve protez uzuvların hafifliği ve kişisel uyumu için ideal bir seçenek sunar. Ayrıca, karbon kaplama, protez uzuvların dayanıklılığını artırırken estetik açıdan da çekici bir görünüm sağlar. Bununla birlikte, bu malzemelerin ve teknolojilerin entegrasyonu, 3D baskıyla birleştiğinde, protez uzuvların kişiselleştirilmesi ve hızlı bir şekilde üretilmesini mümkün kılar. Bu yaklaşım, kullanıcıların yaşam kalitesini artırarak daha iyi bir hareketlilik ve fonksiyonel bağımsızlık elde etmelerine katkı sağlamayı hedeflemektedir.

# BİRİNCİ BÖLÜM

## 1. ARKAPLAN

### 1.1. PROTEZ EKSTREMİTELERİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Protez ekstremitelerin tarihsel evrimi, yüzyıllar boyunca malzemeler, teknoloji ve tasarım açısından alanın dikkate değer ilerlemesini vurgular. En eski bilinen protez cihazları MÖ 3000 civarında antik Mısır'da ortaya çıktı. Bu erken protezler, ahşap, deri ve lif gibi temel malzemelerden yapılmıştı. Romalılar da zamanla metal eller ve bacaklar da dahil olmak üzere protez ekstremiteler üretti, ancak bu erken protezler genellikle estetik amaçlar için kullanıldı ve önemli işlevsellikten yoksundu. Ortaçağ ve Rönesans dönemlerinde protez tasarımı genellikle basit kaldı, metal, ahşap ve deri gibi malzemelerle sınırlı ilerlemeler yaşandı. (Museum, 2023)

Protez tarihinde bir dönüm noktası, Aydınlanma Çağı'nda (17. ve 18. yüzyıl) geldi. Fransız cerrah Ambroise Paré ve diğerleri fonksiyonel bileşenlere sahip eklenmiş protez ekstremitelerin gelişimini öncülük etti. Bu ilerlemeler 19. yüzyıla kadar devam etti, eklemle donatılmış protez ekstremiteler ve alüminyum ve plastik gibi hafif malzemelerin kullanımının tanıtımı ile belirginleşti, bu da konforu ve işlevi önemli ölçüde artırdı. 20. yüzyıl, özellikle de I. ve II. Dünya Savaşları sonrası dönemlerde, savaşla ilişkili amputasyonlar nedeniyle protez talebinin artışı gördü. Bu dönem, hafif malzemelerin benimsenmesini ve mikroişlemci kontrollü protez ekstremitelerin tanıtılmasını tanıklık etti, bu da daha doğal ve uyumlu hareket sunan teknolojiyi entegre etti. (Rawlinson, 2016)

21. yüzyıl, protez ekstremitelerine daha fazla dönüştürücü değişiklik getirdi. Karbon fiber kompozitler hafiflik ve dayanıklılığın bir dengesini sunan standart malzeme haline geldi. Ayrıca, 3D baskı teknolojisi, özelleştirilmiş ve maliyet etkin protez cihazlarının oluşturulmasını sağlayan çok yönlü bir araç olarak ortaya çıktı. Çağdaş yenilikler arasında, kullanıcının beyninden gelen sinir sinyalleriyle kontrol edilebilen biyonik protez ekstremiteler bulunmaktadır, bu da dikkate değer doğrulukta hareket sağlamaktadır. Estetikler de bir odak noktası olmuştur, kullanıcıların çeşitli cilt tonları ve kaplamalar arasından seçim yapmalarına olanak tanır, bu da protez ekstremitelerin sadece işlevsel değil, gerçek gibi görünmesini

sağlar. Dahası, protez bakımının daha geniş ve çeşitli bir nüfusa ulaşmasını sağlamak için küresel çabalar sürmektedir. (Gorino, 2020)

## 1.2. YÜRÜYÜŞ

Yürüyüş, ekstremitelerin hareketi yoluyla elde edilen hareket tarzını ifade eder; bir yürüyüş döngüsü, yürüme sırasında tekrarlanan olaylardan birinin ardından bir sonraki benzer olayın gerçekleşmesi arasındaki süreyi ifade eder. Bu döngü, bir kişinin bir ayağını yere basıp kaldırmasından diğer ayağını yere basıp kaldırmasına kadar olan süreyi içerir. Yürüyüş, insanların günlük aktiviteleri arasında en yaygın olanlardan biridir ve doğal bir hareket biçimi olarak kabul edilir.

### 1.2.1. Normal Yürüyüş

Yürüyüş döngüsü, bir kişinin bir ayağını yere basıp kaldırmasından diğer ayağını yere basıp kaldırmasına kadar olan süreyi kapsayan bir dizi olayı içerir. Bu döngü genellikle destek ve salınım aşamaları olarak iki ana bölüme ayrılır.

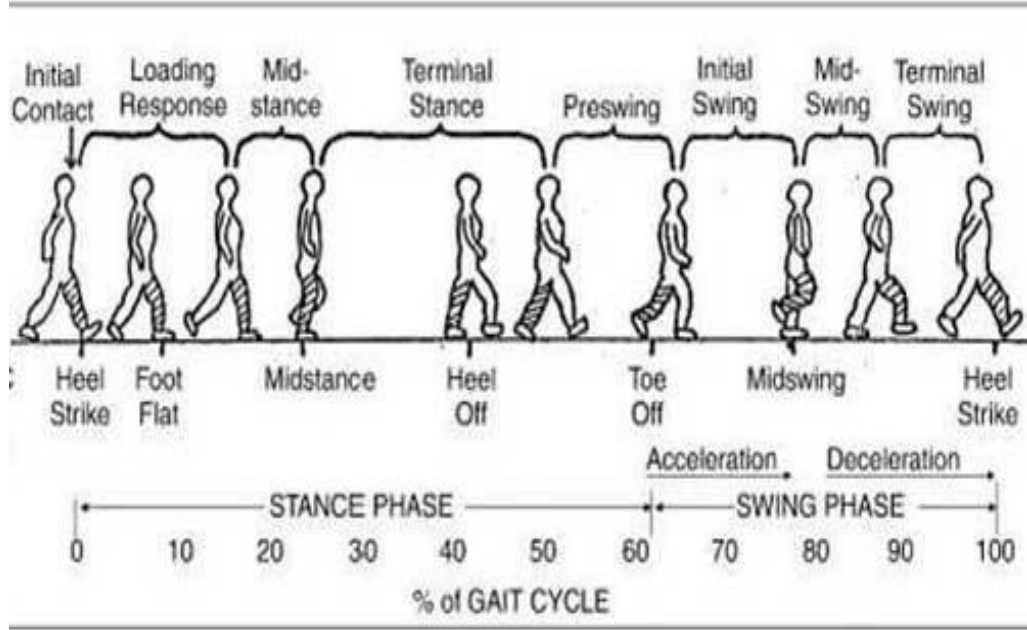
- a. Destek Aşaması: Bu aşama, ayak zeminle temas halinde olduğu süreyi ifade eder. Yaklaşık olarak yürüyüş döngüsünün ilk %60'ını oluşturur. Destek aşamasında, vücut ağırlığı ayak üzerine biner ve adımın temeli oluşturulur. Bu aşama, vücudun dengesini sağlamak ve hareket etmek için gerekli olan stabiliteyi sağlar.
- b. Salınım Aşaması: Salınım aşaması, ayak zeminde değilken geçen zamanı ifade eder. Bu aşamada, ayak havada asılı kalır ve sonraki adımın hazırlığı yapılır. Salınım aşaması, bir ayağın diğerine geçiş yapılmasını sağlar ve hareketin sürekliliğini sağlar.

Olgun bir yürüyüş modeli genellikle çocuk 3 yaşına ulaştığında gelişir. Bu süreç, çocuğun 18 aylıkken topuk vuruşunu geliştirmesiyle başlar ve büyüme ile uzuvların uzamasıyla devam eder. Uzunluğundaki artış, daha büyük bir uzuv stabilitesine yol açar ve tek bacaklı duruş süresini artırır (Wochenschrift, 2024).

Yürüyüş döngüsünde yedi ana olay vardır:

- 1) İlk Temas (Topuk Vuruşu): Bu adım, yürüyüş döngüsünün başlangıcıdır. Ayak yere temas ederken genellikle topuk kısmı ile temas eder. Bu temas, vücudun ağırlığını desteklemek için bir zemin oluşturur ve bir sonraki adımın temelini atar.
- 2) Karşı Ayağın Kaldırılması: İlk adımın temas ettiği anda, diğer ayağın zeminin arkasından kaldırılma işlemi başlar. Bu, yürüyüşün sürekliliğini sağlamak için yapılır ve bir sonraki adımın hazırlığına başlanır.
- 3) Topuk Kalkışı: Ayak, zeminden itilerek yukarı kaldırılır. Bu adım, ayağın salınım aşamasına geçişini sağlar. Yani, ayak geriye doğru hareket ederken, bacak ileriye doğru hareket eder.
- 4) Karşı İlk Temas: Salınım aşamasındaki ayak, diğer ayağın zemine temas etmesiyle yeni bir adımı başlatır. Bu, yürüyüşün sürekli bir ritimde devam etmesini sağlar.
- 5) Ayak Parmaklarının Kaldırılması: Karşı ayağın temas etmesiyle, önceki ayağın ayak parmakları yukarı doğru kaldırılır. Bu hareket, adımın tamamlanmasını ve bir sonraki adımın hazırlığına başlanmasını sağlar.
- 6) Ayaklar Yan Yana: Salınım aşamasındaki ayak, diğer ayakla yan yana gelir. Bu, bir adımın tamamlanmasını ve yeni bir döngünün başlamasını gösterir.
- 7) Tibia Dikey: Tibia, salınım aşamasındaki ayak ile zemin arasındaki en yüksek noktadır. Bu nokta, bir sonraki adımın hazırlığına işaret eder ve yeni bir adımın başlangıcı için bir referans noktası olarak kullanılır. (Whittle2012 ,)

Bu detaylar, yürüyüş döngüsünün her bir aşamasının mekaniğini daha iyi anlamanıza yardımcı olabilir. Yürüyüş, bu adımların sürekli tekrarlanmasıyla gerçekleşir ve insan vücudunun doğal bir hareket biçimidir. Yürüyüş döngüsünü gösteren Şekil 1.1'e bakınız.



Şekil 1. 1: Yürüyüş döngüsü (Berger W, 2016)

### 1.3. ALT EKSTREMİTE AMPUTASYON SEBEPLERİ

Dolaşım bozuklukları, travmatik yaralanmalar, kanser, şiddetli enfeksiyonlar ve gangren gibi farklı sebepler altında gerçekleşen amputasyonlar, hastaların yaşam kalitesini etkileyen önemli cerrahi müdahalelerdir. Bu durumlar, genellikle uzun süreli tedavi ve rehabilitasyon gerektiren karmaşık durumları beraberinde getirir. Amputasyonun gerekliliğini belirlemek için, doktorlar hastanın genel sağlık durumunu, yaşam tarzını ve ameliyat sonrası beklentilerini dikkate alır. Bu nedenle, amputasyon, hastanın fiziksel ve duygusal iyilik hali üzerinde derin bir etkiye sahiptir ve bu faktörlerin dikkate alınması hayati öneme sahiptir.

- 1) Dolaşım Bozuklukları: Dolaşım bozuklukları, alt ekstremitelerde amputasyonların en yaygın nedenidir. Arterlerdeki hasar veya daralma nedeniyle kan dolaşımı yetersiz kalır. Kan dolaşımının yetersiz olması, vücut hücrelerinin kan dolaşımından ihtiyaç duydukları oksijen ve besin maddelerini alamamalarına neden olur. Sonuç olarak, etkilenen dokuların ölümüne ve enfeksiyon riskinin artmasına yol açar.

- 2) Travmatik Yaralanmalar: Kazalar veya düşmeler sonucu meydana gelen travmatik yaralanmalar, alt ekstremitelerde amputasyon ihtiyacına yol açabilir. Bu tür yaralanmalar, dokuların ciddi hasar görmesine neden olabilir ve amputasyon kaçınılmaz hale gelebilir.
- 3) Kanser: Alt ekstremitelerdeki malign tümörler, bazen kanserin yayılmasını önlemek için amputasyon gerektirebilir. Tümörlerin büyümesi, çevredeki dokuları etkileyebilir ve tedavi için amputasyon gerekebilir.
- 4) Şiddetli Enfeksiyonlar: Nekrotizan fasiit veya osteomyelit gibi şiddetli enfeksiyonlar, alt ekstremitelerde dokuların ciddi hasar görmesine neden olabilir. Bu durumda, enfeksiyonun yayılmasını önlemek ve daha ciddi sağlık sorunlarını önlemek için amputasyon gerekebilir.
- 5) Gangren: Gangren, dokuların ölümüne neden olan bir durumdur ve genellikle alt ekstremitelerde görülür. Doku ölümüne neden olan faktörler arasında dolaşım bozuklukları, enfeksiyonlar veya yaralanmalar bulunabilir. Gangrenli dokuların uzaklaştırılması için amputasyon gerekebilir. (Dunkin, 2022)

#### **1.4. ALT EKSTREMİTE AMPUTASYON TÜRLERİ**

Bir amputasyon, vücudun hangi kısmının ampute edildiğine veya bir cerrahın adından sonra adlandırılarak kategorize edilir. Herhangi bir ekstremitede ve uzuvda gerçekleşebilir. Alt ekstremitte amputasyonu, bir parmak ucunun kısmen çıkarılmasından bir bacağın tamamen ve pelvik bölümünün bir kısmının çıkarılmasına kadar çeşitlenebilir. Bu tür amputasyonlar aşağıda tanımlanmış ve listelenmiştir:

##### **1) Parmak Amputasyonu:**

Bir veya birden fazla parmağın çıkarılması, genellikle ciddi deformiteleri, iyileşmeyen ülserleri veya lokalize yaralanmaları tedavi etmek için uygulanır.

##### **2) Kısmi Ayak Amputasyonları:**

Kısmi ayak amputasyonunda (PFA), ayak ön bölümünün cerrahi olarak bir kısmı çıkarılır. PFAlar genellikle transmetatarsal, Chopart ve Lisfranc gibi farklı isimlerle anılır. Bu isimler, amputasyonun ayakta gerçekleştiği yere göre verilir ve bazıları bu işlemi ilk kez gerçekleştiren cerrahlara ithaf edilmiştir. PFAlar, endüstrileşmiş ülkelerde en yaygın yapılan amputasyon türüdür. Bu ülkelerde her bin

kişiden yaklaşık 2'sini etkiler. PFA'nın ana nedenleri arasında diyabet ve vasküler hastalık bulunur ve Amerikalıların 618.000'den fazlasını etkiler. PFA ayrıca, ülserasyon ve ikincil amputasyon gibi birçok komplikasyonla ve önemli bir başarısızlık oranıyla ilişkilidir. PFA sonrası çözümler arasında, basıyı hafifletmeye yardımcı olan tabanlıklar veya parmak dolgularının kullanılması veya bazı durumlarda etkili ayak uzunluğunun yeniden sağlanması bulunur.

### 3) Bilek Disartikülasyonu:

Bilek disartikülasyonu, malleollerin rezeksiyonu ile tibiotalar ekleminde bir disartikülasyondur. Topuk yastığı, tibianın ucunu kapatmak için kullanılır. Bu tür amputasyona ayrıca Syme amputasyon tekniği veya Syme'nin bilek disartikülasyonu da denir. Bu isim, bu tekniği öneren ve 1843'te yetişkinde ilk kez kaydeden "James Syme"nin adından gelmektedir. Geleneksel Syme amputasyonu 1 aşamalı bir prosedürdür. Daha sonra, enfeksiyon durumunda debridman için kullanılan ilk aşama ve yalnızca gevşek kapanma ile ikinci aşama için malleollerin düzeltilmesi ve deri flebinin revizyonu için tasarlanmış 2 aşamalı bir prosedür geliştirilmiştir. Syme bilek disartikülasyonu, sakatlığı en aza indiren ve işlevi koruyan bir amputasyon seviyesidir. Sonlu bir kalıntı uzuv korur ve prozeste daha iyi propriyosepsiyon sağlar çünkü topuk yastığını korur. Ancak öte yandan, Syme amputasyonunun yara başarısızlığı, yara enfeksiyonu veya topuk yastığının göçü gibi birçok dezavantajı vardır, bu da protez kullanımını zorlaştırır. Diğer dezavantajlar arasında çekici bir kozmetik protez oluşturmanın daha zor olması ve protez ayak için mevcut seçeneklerin sınırlı olması bulunur. (Harris)

### 4) Transfemoral:

Transfemoral amputasyonlar, uyluk dokusunu ve femur kemiğini keserek bacağı vücuttan çıkarma işlemidir. Diz eklemi seviyesinin üzerindeki bacağı çıkarmayı içerir. Diz seviyesinin üzerindeki amputasyonlar birçok nedenden dolayı gerekebilir. Bunlar arasında diz hizasında veya yakınında canlı olmayan bir bacağı neden olan alt bacak travması bulunur. Diz altı amputasyon, daha distal bir yaralanmayı yeterince ele alabilir. Hekimlerin rekonstrüksiyon mu yoksa amputasyon mu yapacaklarına karar vermelerine yardımcı olmak için algoritmalar oluşturulmaya çalışılmıştır. Bunlardan biri, iskelet/yumuşak doku yaralanması, ekstremitte iskemisi, şok ve hasta yaşını dikkate alan Mangled Extremity Severity Score (MESS) adlı

skordur. Diğer endikasyonlar, tüm alt bacağı etkileyen ve çıkarılamayan bir enfeksiyondur. Etyolojiler arasında iyileşmeyen diyabetik yaralar, nekrotizan fasiit veya immün yetmezlikli hastaların durumları bulunabilir. Alt ekstremitenin distal kısmını kullanılamaz hale getiren çıkarılamayan veya reze edilmesi gereken tümörler başka bir endikasyondur. Yaralanma veya hastalıktan kaynaklanan vasküler bozukluklar, düzeltilmeyen ise ayrıca AKA'yı gerektirebilir. Ayrıca, bir uzvu kullanılamaz hale getiren doğuştan gelen bozukluklar, bu amputasyonun gerekliliğini gösterebilir. Diz üstü amputasyon geçiren kişiler, protez kullanılarak hareket kabiliyetini yeniden kazanma ve yürüme olasılığına sahiptir.

#### 5) Transfibial:

Transfibial amputasyonlar, diz eklemının altında alt uzvun kesilmesini içeren bir işlemdir. Bu işlem sırasında, genellikle cerrah, sağlıklı bir diz eklemi korumak için Transfemoral amputasyon yerine Below-Knee Amputation'ı (BKA) tercih eder. BKA, daha iyi rehabilitasyon ve fonksiyonel sonuçlar sağlar. Diz eklemi denge sağlar, kendini kaldırıp indirme yeteneğini korur ve yavaşlamamıza, merdivenlerde ve eğimlerde yürümemize olanak tanır. Protez bir dizin bükülme yeteneğini sağlar, ancak güç sağlamaz, çünkü protez bir diz temelde bir salınım menteşesidir. Transfibial amputasyonlar, alt uzvun tibia ve fibula adı verilen iki ana kemik bölgesinin ayrılmasıyla gerçekleştirilir. Bu amputasyonlar, alt bacak ciddi şekilde yaralandığında, yaşamı tehdit eden bir enfeksiyon geliştiğinde veya diğer tıbbi nedenlerle gerekebilir. Bu operasyonlar, hasta ile ortopedik cerrah arasında detaylı bir görüşmeden sonra yapılır ve genellikle hastanın yaşamı tehdit edildiğinde gerçekleştirilir. Transfibial amputasyonlar dünya çapında en yaygın yapılan amputasyonlardır. BKA'ya sahip hastalar, yürüyüş ve hareket kabiliyetini yeniden kazandırabilen bir transfibial protezi kullanma seçeneğine sahiptirler.

#### 6) Diz Disartikülasyonu:

Diz Disartikülasyonu (KD) amputasyonun tarzı, diz eklemi kemikleri arasında eklemden kesmek yerine, kemikler arasında gerçekleştirilir. Bu tür bir amputasyon genellikle tümör rezeksiyonu sonrası veya birey ciddi travma geçirdiğinde yapılır. KD, Amerika Birleşik Devletleri'nde alt ekstremitelerde yapılan yıllık amputasyonların %2'sinden azını temsil eder. Diz altı amputasyonu gibi, KD amputasyonu olan bir

hastanın, özel yapılmış bir protez kullanarak hareketliliğini yeniden kazanma olasılığı vardır.

#### 7) Kalça Disartikülasyonu ve Hemipelvektomi:

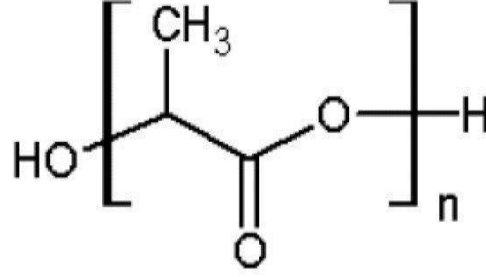
Kalça disartikülasyonu ve hemipelvektomi, üç eklem kaybıyla sonuçlanan amputasyon türleridir: kalça, diz ve ayak bileği. Kalça disartikülasyonu, tüm alt uzvu kalça seviyesinde ampute etmek anlamına gelir, hemipelvektomi ise tüm alt uzvu, bir kısmı pelvis kemiklerinin de çıkarılması anlamına gelir. Kalça disartikülasyonu genellikle travma, tümörler ve şiddetli enfeksiyonlar nedeniyle gerçekleşir, ancak vasküler hastalığı tedavi etmek için de kullanılabilir veya diyabet kaynaklı komplikasyonlardan kaynaklanabilir. Hemipelvektomi, yüksek seviyeli bir pelvik amputasyondur. Bu, lokalize tümörleri tedavi etmek için pelvisin yarısını çıkarmayı içerir ve nadiren bölgeye metastaz yapmış kanserler gibi kanserleri içerir. Hemipelvektomilere iki tür vardır. İlk tür dıştaki, aynı zamanda kalçanın tamamını ve bu taraftaki pelvisi çıkarmayı içeren hindquarter amputasyonudur. İkinci tür ise iç Hemipelvektomidir, bu da bir taraftaki pelvisin çıkarılması ancak bacağın çıkarılmaması anlamına gelir. İç hemipelvektomi amputasyonu geçiren kişiler ve bacaklarını kaybeden kişiler, bir protez kullanarak hareket kabiliyetlerini yeniden kazanabilirler. Kalça disartikülasyonu için, yeni bir protez kullanımı kabul edilebilir ve yoğun fizik tedavi ve psikolojik rehabilitasyonla ampute kişiye hareket kabiliyeti sağlayabilir. (Ballit, 2020)

## 1.5. PROTEZ UZUV TASARIMINDA KULLANILAN MALZEMELER

### 1.5.1. PLA (POLYLACTIC ACID)

PLA'nın gelişimi, 1930'larda mısır nişastası ve şeker kamışından elde edilen laktik asit monomerinin keşfiyle başladı. Ticari üretim ancak 1980'lerde mümkün hale geldi. Cargill'in 1989'da başlattığı araştırmalar, 1997'de NatureWorks LLC'nin kurulmasıyla sonuçlandı ve ticari ölçekli üretim başladı. 2000'lerin başında PLA, biyobozunur özellikleriyle ambalaj, tek kullanımlık ürünler ve tıbbi uygulamalarda kullanıldı. 2010'lardan itibaren 3D baskıda da popüler hale geldi. Çevresel endişelerle birlikte PLA, geleneksel plastiklere sürdürülebilir bir alternatif olarak önem kazandı.

Araştırmalar, PLA'nın özelliklerini iyileştirmek ve kullanım alanlarını genişletmek için devam etmektedir. Bu gelişim, PLA'nın bilimsel bir meraktan sürdürülebilir bir malzeme haline dönüşümünü göstermektedir. (Grabowska, 2019)



Şekil 1.5.1: PLA'nın kimyasal yapısı

#### 1.5.1.1. PLA malzemesinin özellikleri

PLA (Polilaktik Asit), olağanüstü biyobenzerlik ve biyolojik parçalanabilirlik özellikleriyle dikkat çeken çok yönlü bir biyoplastiktir. Özellikle implantlar ve ilaç teslim sistemleri de dahil olmak üzere birçok tıbbi uygulama için son derece uygun olmasıyla tanınır. Mısır nişastası ve şeker kamışı gibi yenilenebilir hammaddelerden elde edilen PLA, belirli çevresel koşullar altında toksik olmayan bileşenlere ayrışır, bu da geleneksel petrokimya bazlı plastıklere kıyasla ekolojik etkisini önemli ölçüde azaltır. (Abington, 2020) PLA'nın yüksek çekme dayanımı ve rijitliği, çeşitli uygulamalar için yapısal sağlamlık sağlarken, doğasındaki kırılabilirlik, darbe direnci gerektiren senaryolarda sınırlamalar getirebilir. Ancak, PLA, üstün işlenebilirlik ve mekanik özellikleri nedeniyle 3D baskı ve yapay uzuv üretimi için ideal bir malzeme olarak öne çıkar. 3D baskı alanında, PLA'nın kullanıcı dostu doğası, mütevazı erime sıcaklık aralığı (150°C ila 180°C) ve olağanüstü boyutsal stabilitesi, karmaşık geometrilerin ve ince detayların hassas bir şekilde üretilmesini sağlar. Minimum termal genleşme, baskı sırasında çarpılma riskini azaltır ve yüksek kaliteli, güvenilir baskılar elde edilmesini sağlar. Yapay uzuvlar alanında, PLA'nın yüksek çekme dayanımı ve rijitliği, yük taşıyan bileşenler için kritik yapısal destek sağlar, uzun süreli işlevsellik ve dayanıklılık garanti eder. Ayrıca, PLA'nın biyobenzerliği, protez uygulamalarında uzun süreli cilt temasını teşvik eder, bu da önemli bir faktördür. Ancak, PLA'nın biyolojik parçalanabilirliği, çevresel faydalarıyla birlikte, yapay

uzuvlarda uzun vadeli kullanılabilirlik açısından dikkatle değerlendirilmelidir. Yine de, PLA'nın kırılğan doğası, darbe direncini artırmak için stratejik malzeme kombinasyonları veya tasarım adaptasyonları ile ele alınabilir. (Lalit Ranakoti, 2022)

#### 1.5.1.2. PLA Malzemesinin Çeşitli Uygulamaları

Polilaktik Asit (PLA), çeşitli endüstrilerde geniş bir kullanım alanına sahip çok yönlü ve sürdürülebilir bir biyoplastiktir. Tıp alanında, PLA, biyoyumlu ve güvenli biyolojik parçalanabilirliği sayesinde geçici implantlar, dikişler ve ilaç taşıma sistemleri için tercih edilir (Xometry, 2022). Üstün işlenebilirliği ve mekanik özellikleri, PLA'yı 3D baskıda hızlı prototipleme ve özel tıbbi cihazların üretimi için ideal bir malzeme haline getirir. Ek olarak, PLA'nın biyolojik parçalanabilirliği, tek kullanımlık konteynerler, bardaklar, çatal bıçak takımları ve biyolojik parçalanabilir filmler gibi çevre dostu gıda ambalajı çözümleri için mükemmel bir seçenek yapar (Vincent DeStefano, 2020). Tarımda, PLA, mulç filmleri ve biyolojik parçalanabilir bitki saksıları gibi çözümlerle sürdürülebilir tarım uygulamalarını teşvik eder. Ayrıca, tüketici ürünleri, tekstil ve otomotiv sektörlerinde PLA'nın kullanımıyla plastik atıklarının azaltılmasına katkı sağlanır. Genel olarak, PLA'nın biyoyumlu, biyolojik parçalanabilir ve çok yönlü özellikleri, çeşitli sektörlerde sürdürülebilir kalkınmayı desteklemekte ve çevresel etkiyi azaltmaktadır (Hosseini Ramezani Dana, 2022).

#### 1.5.2. KARBON FİBER

Karbon fiber, olağanüstü dayanıklılığı, hafifliği ve yüksek performansı ile dikkat çeken bir malzemedir. Karbon fiber, ince ve güçlü kristalin filamentlerden oluşur ve bu sayede mükemmel bir mukavemet sağlar. Bu filamentlerin çapı insan saçından daha da küçüktür ve saf karbon içerir, bu da onu yüksek saflıkta bir malzeme yapar. Karbon fiber, poliakrilonitril (PAN) veya katran gibi organik öncü materyallerin karbonizasyon süreciyle üretilir. Başlangıçta ışık ampullerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş olsa da, günümüzde birçok endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır (Way, 2023).

Karbon fiberin tarihçesi 19. yüzyılın ortalarına kadar uzanır. Sir Joseph Wilson Swan ve Thomas Edison gibi önemli isimler, karbon fiberin ilk versiyonlarını geliştirmişlerdir. Daha sonraları, Japon bilim adamı Akio Shindo, petrolden elde edilen

Poliakrilonitril (PAN) kullanarak karbon fiber araştırmalarını genişletmiş ve bugünkü modern karbon fiber üretim sürecinin temellerini atmıştır (Ebrahimi, 2019).

Günümüzde, karbon fiberin farklı türleri piyasada bulunmaktadır. Bu yeni nesil fiberler, eskilerine göre çok daha yüksek karbon içeriğine sahiptir ve çekme dayanımı ile elastikiyet modülü açısından büyük bir gelişme sağlamıştır. Üretim süreçlerindeki iyileştirmeler sayesinde maliyetler düşmüş ve karbon fiber, birçok endüstride tercih edilen bir malzeme haline gelmiştir. Özellikle otomotiv, havacılık ve spor ekipmanları gibi alanlarda kullanımı giderek artmaktadır.

Bu gelişmeler, karbon fiberin gelecekteki uygulamalarının da önünü açmaktadır. Gelişen teknoloji ve üretim süreçleri, karbon fiberin daha da yaygın olarak kullanılmasını sağlayacak ve endüstrilerdeki yenilikleri tetikleyecektir. Bu nedenle, karbon fiberin özellikleri ve üretim süreçleri, gelecekteki projelerde göz önünde bulundurulması gereken önemli bir unsurdur (Bacon, 2021).

#### 1.5.2.1. Karbon fiberin özellikleri

Karbon fiber, çeşitli endüstrilerde son derece aranan bir malzeme yapan benzersiz özelliklere sahiptir. İşte karbon fiberin bazı temel özellikleri:

1. Yüksek mukavemet-ağırlık oranı: Karbon fiber olağanüstü derecede güçlü ve hafiftir. Çelik gibi malzemelere kıyasla daha yüksek bir çekme dayanımına sahiptir ve önemli ölçüde daha hafif olması, ağırlık azaltmanın kritik olduğu uygulamalar için ideal bir seçenektir.
2. Rijitlik: Karbon fiber yüksek rijitlik veya sertlik gösterir, bu da uygulanan yükler altında deformasyona karşı direnebilir demektir. Bu özellik, karbon fiber bileşenlerin şekil ve yapısal bütünlüğünü önemli stresler altında dahi korumasını sağlar.
3. Düşük yoğunluk: Karbon fiberin düşük yoğunluğu, hafif yapılarla sonuçlanır. Bu özellik, havacılık ve otomotiv gibi endüstrilerde ağırlığın azaltılmasının

yakıt verimliliğini ve genel performansı artırmak için kritik olduğu durumlarda avantajlıdır (Goe, 2017).

4. Düşük Termal İletkenlik: Karbon fiber düşük termal iletkenliğe sahiptir, yani ısıyı kolayca iletmez. Bu özellik, yalıtımın veya sıcaklık transferine direncin önemli olduğu uygulamalarda avantajlı olabilir.
5. Korozyon direnci: Karbon fiber korozyona son derece dayanıklıdır ve metaller gibi paslanmaz veya korozyona uğramaz. Bu özellik, nem veya kimyasallara maruz kalmanın endişe verici olduğu ortamlarda avantajlıdır.
6. Elektriksel iletkenlik: Karbon fiber elektriksel olarak iletken olup, elektrik yüklerini dağıtabilir. Bu özellik, havacılık ve otomotiv gibi uygulamalarda elektriksel topraklama veya elektromanyetik korumanın gerektiği durumlarda önemlidir.
7. Biyobenzerlik: Karbon fiber biyobenzer olacak şekilde tasarlanabilir, bu da protezler ve ortopedik implantlar gibi tıbbi uygulamalar için uygun olmasını sağlar. Gücü ve hafifliği, bu kritik uygulamalarda kullanımına katkıda bulunur (Way, What is Carbon Fibre, 2023).

#### 1.5.2.2. Karbon Fiberin Uygulamaları

Karbon fiber, olağanüstü mukavemeti, hafifliği ve çok yönlülüğü sayesinde birçok endüstride yaygın ve vazgeçilmez bir malzeme haline gelmiştir. Havacılıkta, karbon fiber, uçak bileşenlerinin imalatında köşe taşı malzemesi olup, genel ağırlığı azaltır ve yakıt verimliliğini artırır. Otomotiv sektörü, karbon fiberi hafif ancak sağlam parçaların inşası için kullanarak, araç performansını artırır ve emisyonları azaltır. Bisikletler, tenis raketi ve golf sopaları da dahil olmak üzere spor ekipmanları, malzemenin mukavemet-ağırlık oranından faydalanarak sporculara yüksek performanslı ekipmanlar sunar. Yenilenebilir enerjide, karbon fiber rüzgar türbini kanatlarının inşasında hayati bir rol oynar, dayanıklılığı ve verimliliği sağlar. Tıbbi alanda, biyobenzerliği ve gücü nedeniyle karbon fiber protezler ve ortopedik implantlar için kullanılır. Ayrıca, malzeme altyapı, elektronik ve tüketici ürünleri alanlarında kullanılır, çeşitli ileri teknolojiler ve günlük ürünlerdeki çok yönlülüğünü sergiler. Karbon fiberin endüstriler arası potansiyelinin sürekli keşfi, modern

mühendislik ve tasarımı şekillendirme konusundaki kilit rolünü vurgular (Huang, 2019).

Karbon fiber birçok avantaj sunmasına rağmen, etkileyici mekanik özellikleri ve korozyon direnci de dahil olmak üzere, bazı zorluklarla karşı karşıyadır. Üretim süreci enerji yoğun olabilir ve yüksek kaliteli karbon fiberin üretim maliyeti göreceli olarak yüksektir. Bununla birlikte, devam eden araştırmalar ve teknolojik ilerlemeler, bu zorlukları sürekli olarak ele almaktadır ve karbon fiberin daha geniş bir uygulama yelpazesi için erişilebilirliğini ve sürdürülebilirliğini artırmayı amaçlamaktadır. Malzemeler manzarasının ayrılmaz bir parçası olarak, karbon fiber, çeşitli endüstrilerde hafif, yüksek performanslı malzemelerin geleceğini şekillendirmede önemli bir rol oynamaya devam etmektedir (Xometry, Carbon Fiber: Definition, Properties, Applications, and Uses in 3D Printing, 2023).

### 1.5.3. KARBON KAPLAMA YÖNTEMİ

Karbon kaplama, çeşitli malzemelerin performansını ve dayanıklılığını artırmak için ince bir karbon tabakası uygulayarak çok yönlü bir teknolojidir. Bu kaplama, yüksek çekme dayanımı, dayanıklılık ve termal kararlılık gibi olağanüstü mekanik özellikler sunarken hafif kalır. Ayrıca mükemmel korozyon direnci ve düşük sürtünme katsayısı sağlayarak, hareketli parçalarda aşınmayı azaltır ve enerji kaybını engeller. Karbon kaplama, biyobenzer özellikleri sayesinde tıbbi uygulamalar için uygun olup protezler ve implantlar gibi kullanıma uygundur. Estetik çekiciliği ve koruyucu nitelikleri, bileşenlerin ömrünü uzatır ve işlevselliğini artırırken, tüketici elektroniği, otomotiv ve havacılık endüstrilerinde de faydalıdır. Genel olarak, karbon kaplama, geniş bir ürün yelpazesinin yapısal bütünlüğünü, verimliliğini ve dayanıklılığını artıran maliyet-etkin bir çözümdür (Ziling Chen, 2022).

#### 1.5.3.1. Karbon Kaplamaların Mekanik Özellikleri

Karbon kaplamalar, kaplanmış malzemelerin performansını ve dayanıklılığını önemli ölçüde artıran üstün mekanik özellikleriyle tanınır. Karbon kaplamaların temel mekanik özellikleri şunlardır:

1. Yüksek Çekme Dayanımı: Karbon kaplamalar yüksek çekme dayanımına sahiptir, yani büyük gerilme veya çekme kuvvetlerine dayanabilirler. Bu özellik, kaplanmış malzemenin yapısal bütünlüğünü

artırır, onu daha sağlam hale getirir ve yüksek stres koşullarında dayanıklılığını sağlar.

2. Dayanıklılık ve Sertlik: Karbon kaplamalar son derece sert ve dayanıklıdır, çizilmelere ve aşınmalara dayanıklı sert bir bariyer oluştururlar. Bu dayanıklılık, kaplanmış malzemelerin ömrünü uzatarak, onları aşınma ve yıpranmadan korur, hatta zorlu çalışma ortamlarında bile.
3. Hafiflik: Güçlerine rağmen, karbon kaplamalar son derece hafiftir. Bunlar, düşük ağırlığın önemli olduğu uygulamalarda, özellikle havacılık, otomotiv ve protez gibi alanlarda ekstra ağırlık eklerler (Behera, 2022).
4. Düşük Sürtünme Katsayısı: Karbon kaplamaların düşük sürtünme katsayısı vardır, kayan yüzeyler arasındaki direnci azaltır. Bu özellik, hareketli parçalarda aşınmayı ve enerji kaybını en aza indirir, mekanik sistemlerin verimliliğini ve dayanıklılığını artırır.
5. Termal Kararlılık: Karbon kaplamalar, mekanik özelliklerini yüksek sıcaklıklarda bozulmadan koruyabilirler. Yüksek sıcaklıklara maruz kalan uygulamalar için uygundur, tutarlı performans sağlar ve termal bozulmayı önler.
6. Korozyon Direnci: Karbon kaplamalar, korozyona ve kimyasal saldırılara karşı mükemmel direnç sağlar. Bu özellik, altındaki malzemeyi çevresel faktörlerden ve agresif kimyasallardan korur, bütünlüğünü ve görünümünü korur (Ahmed, 2021).

#### 1.5.3.2. Karbon Kaplamaların Protezlerdeki Uygulamaları

Karbon kaplamalar, protez cihazlara uygulandığında, performanslarını, dayanıklılıklarını ve kullanıcı konforunu artırarak önemli avantajlar sunar. İşte protezlerde karbon kaplamaların başlıca uygulama alanları:

##### 1. Yapısal Bileşenler:

Karbon kaplamalar, protez uzuvların yük taşıyan bileşenlerinde, çerçeve ve eklem gibi, kullanılır. Karbon kaplamaların yüksek dayanıklılığı ve dayanıklılığı,

geliştirilmiş yapısal bütünlük sağlar, böylece protez günlük aşınma ve stresi deformasyon veya kırılma olmadan karşılayabilir.

## 2. Eklem Mekanizmaları:

Diz veya ayak bileği gibi protez eklem mekanizmaları karbon ile kaplanabilir. Karbon kaplamaların düşük sürtünme katsayısı, bu hareketli parçalarda aşınmayı azaltır, daha düzgün eklem hareketi, daha az gürültü ve daha uzun ömürlü bileşenler sağlar. Bu durum ayrıca kullanıcının konforunu ve hareketliliğini artırır (Roy, 2007).

## 3. Yüzey Koruma:

Protez uzuvların dış yüzeyleri karbon ile kaplanabilir. Karbon kaplamalar, çizilmelere, darbelere ve nem ve kimyasallar gibi çevresel faktörlere karşı mükemmel direnç sağlar. Bu koruma, protez uzvun zamanla görünümünü ve işlevselliğini korur, Soket Arayüzü:

Protez soketi ile kalıntı uzvu arasındaki arayüz karbon ile kaplanabilir. Karbon kaplamalar, soket arayüzünün biyobenzerliğini ve konforunu artırabilir. Ayrıca sürtünmeyi ve basınç noktalarını azaltarak cilt tahrişini önleyebilir ve kullanıcı için genel uyum ve konforu artırabilir.

## 4. Hafif Tasarım:

Hafif protez tasarımlarında karbon kaplamalar kullanılır. Önemli bir dayanıklılık sağlayarak minimal bir ağırlık ekleyerek, karbon kaplamalar daha hafif bir protez uzvu sağlar. Bu, kullanıcı üzerindeki fiziksel yükü azaltır, özellikle protezlerini uzun süre kullanan bireyler için hareketliliği artırır ve yorgunluğu azaltır.

## 5. Gelişmiş Estetik:

Karbon kaplamaların pürüzsüz, modern görünümü genellikle protezlerin estetik tasarımında kullanılır. Karbon kaplamaların çekici yüzey bitişi, kullanıcının protez uzvuyla olan güvenini ve memnuniyetini artırabilir, cihazı sadece işlevsel değil, aynı zamanda görsel olarak çekici hale getirebilir.

## 6. Termal Yönetim:

Farklı sıcaklıklara maruz kalan protez uzuv bileşenleri, karbon kaplamalardan faydalanabilir. Karbon kaplamaların termal kararlılığı, protez uzvunun farklı çevresel koşullarda tutarlı bir performans sergilemesini sağlar, sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan deformasyonu veya bozulmayı önler (Ziling Chen 1. Q., 2022).

### 1.5.2.3. Karbon Kaplama Teknikleri

Karbon kaplamaların uygulanması, farklı uygulamalar ve malzemeler için uygun olan çeşitli ileri teknikler içerir. Bu teknikler, karbon kaplanmış yüzeylerin istenen özelliklerini ve performans artışlarını elde etmek için kullanılır. İşte başlıca karbon kaplama tekniklerinden bazıları:

#### 1. Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD):

CVD, gaz fazındaki öncüllerin kimyasal reaksiyonunu kullanarak altlık üzerinde katı bir karbon kaplama oluşturur. Altlık yüksek sıcaklıklarda gazların karışımına maruz kalır, bu da ince bir karbon tabakasının birikmesine yol açar. Yüksek kaliteli, homojen kaplamalar üretir ve kalınlık üzerinde mükemmel yapışma ve kontrol sağlar. Karmaşık şekiller ve geniş alan uygulamaları için uygundur. Yarıiletken üretiminde, havacılık bileşenlerinde ve tıbbi cihazlarda yaygın olarak kullanılır.

#### 2. Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD):

PVD, bir kaynaktan altlığa karbon malzemenin vakum ortamında fiziksel transferini içerir. Teknikler arasında sputterleme ve buharlaşma bulunur. Kaplama bileşimi ve kalınlığı üzerinde mükemmel kontrol sağlar. Yoğun, yapışkan kaplamalar ve iyi yüzey bitişi üretir. Araç kaplamalarında, optik kaplamalarda ve dekoratif bitişlerde kullanılır.

#### 3. Elmas Benzeri Karbon (DLC) Kaplama:

DLC kaplamaları, elmas benzeri özelliklere sahip amorf karbon filmlerini biriktirmek için PVD ve CVD gibi çeşitli yöntemlerle üretilir. Yüksek sertlik, düşük sürtünme ve mükemmel aşınma direnci bir araya getirir. Biyobenzer ve tıbbi uygulamalar için uygundur. Kesici takımlarda, otomotiv bileşenlerinde ve tıbbi implantlarda kullanılır.

#### 4. Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme (PECVD):

PECVD, CVD işlemlerindeki kimyasal reaksiyonları artırmak için plazmayı kullanan bir yöntemdir ve daha düşük birikim sıcaklıklarına izin verir. Sıcaklık duyarlı altlıkların kaplanmasını sağlar. Yüksek kaliteli, konformal kaplamalar ve iyi homojenite üretir. Mikroelektroniklerde, fotovoltaiiklerde ve koruyucu kaplamalarda yaygın olarak kullanılır (Chen, 2022).

#### 5. Daldırma Kaplama:

Karbon kaplamalar, protez uzuv bileşenlerinin karbon içeren bir çözeltiliye daldırılması ve ardından kurutulması veya sertleştirilmesi ile uygulanabilir.

#### 6. Püskürtme Kaplama:

Karbon kaplamalar, karbon içeren süspansiyonlar veya çözeltilerin protez uzuv yüzeylerine püskürtülmesi ve ardından kurutulması veya sertleştirilmesi ile uygulanabilir (Behera, Mallick, & Mohapatra, 2020).

## İKİNCİ BÖLÜM

### 2. MALZEMELER VE YÖNTEMLER

Bu bölümde protez uzvun bileşenlerini kapsamlı bir şekilde ele alacağız, bunların yapılarına daha yakından bakacağız ve protez ayağın her bir parçasını inceleyeceğiz, bunların fonksiyonlarını ve protez uzvun tam işlevine ulaşmadaki önemini analiz edeceğiz.

#### 2.1. PROTEZ BACAK BİLEŞENLERİ



Şekil 2. 1: Protez bacak bileşenleri (Jasper, 2020)

##### 2.1.1. SOCKET

Protez cihazın bir parçası olan soket, hastanın kalan uzvuna bağlanır. Protez uzvun güçlerini hastanın vücuduna ilettiğinden, soket cildi veya altta yatan dokuları

tahriş etmemesi veya zarar vermemesi için titizlikle uyum sağlamalıdır. Tipik olarak, soketin iç kısmına yumuşak bir astar yerleştirilir ve bu astar, soketi kalıcı uzvun üzerinde tutan ve cilt ile soket arasında koruyucu bir bariyer görevi gören önemli bir rol oynar. Termoplastikler, karbon fiber veya bir kombinasyon gibi malzemelerden üretilen soket, ağırlığı dağıtmak, stabilite sağlamak ve genel işlevselliği garanti etmek için özel olarak tasarlanmıştır. Soketler genellikle protez uzvu kalıcı uzva bağlayan genel askı mekanizmalarının bir parçasıdır. Protez uzuvların kalıcı uzva güvenli bir şekilde bağlanmasını sağlayan birçok askı tekniği bulunmaktadır, bunlar arasında kemer sistemi (kemer veya kolluklar protez cihazını bağlamak için kullanılır), mekanik kilitleme (bir astarın sonuna takılmış bir pimin, soketteki bir kilide giren bir kilit içerir), emme askısı (mühürlü astar ve hava tahliye valfi kullanımı gibi) ve anatomik askı (protez soketinin kontürleri, hastanın vücut kontürlerini yakalar ve tutar) bulunmaktadır (Zepeda, 2022).

### **2.1.2. PİLON**

"Pil" olarak da bilinen, protez uzvun iskeleti olan bir yapısal bileşendir. Soketi ayakla bağlar ve ağırlık dağılımı, şok emilimi ve destek sağlamada kritik bir rol oynar. Alüminyum, titanyum veya karbon fiber gibi malzemelerden oluşan pylonlar, dayanıklılıkları ve hafif yapıları nedeniyle tercih edilir. Özellikle karbon fiber pylonlar, önemli bir güç sağlama yeteneği sunarken ağırlık eklemiyorlar. Bazı durumlarda, pylonlar gerçek bacak şeklini taklit etmek amacıyla genellikle köpük benzeri bir malzemeden yapılan bir kapakla kaplanır (Rebin, 2023).

### **2.1.3. DİZ EKLEMİ**

Diz üstünden bacakları kesilen kişiler için diz, hayati ve önemli bir parça olarak kabul edilir. Farklı ihtiyaçları karşılamak için çeşitli diz türleri mevcuttur. Basit mekanik eklemler, doğal eklem hareketini taklit ederek temel güvenilirlik sağlar. Uygun diz seçimi, kullanıcının hareket ihtiyaçlarını, yaşam tarzını ve gerekli kontrol seviyesini dikkate almayı gerektirir. Diz türlerine örnek olarak şunlar verilebilir:

## 1. Tek Eksenli diz eklemleri:

Tek Eksenli diz eklemleri, tek bir düzlemde ileri ve geri hareket sağlayan basit menteşe mekanizmasıyla çalışan temel bir protez diz eklemidir. Bu diz eklemleri, yürüyüşün duruş fazında stabilite sağlar ve basit tasarımları sayesinde dayanıklı ve kullanımı kolaydır. Hem eksoskeletal hem de endoskeletal versiyonları bulunur ve her iki versiyon da manuel veya otomatik kilitleme özelliğine sahip olabilir, bu da düşük kas gücüne sahip kullanıcılar için uygundur. Tek eksenli diz eklemleri, güvenilirlikleri ve maliyet etkinlikleri nedeniyle tercih edilir ve düşük ila orta düzeyde aktivite gösteren, dinamik ayarlamalar gerektirmeyen rutin faaliyetlerde bulunan bireyler için uygundur. Bu diz eklemleri stabilite sağlarken, daha ileri düzey protez diz sistemlerinin sunduğu farklı zeminlere veya yürüme hızındaki değişikliklere uyum sağlama yeteneğinden yoksun olabilirler. Tek eksenli diz seçimi, kullanıcının aktivite seviyesi, hareketlilik gereksinimleri ve kişisel tercihlerine göre yapılır ve protez uzmanları, bireylerin ihtiyaçlarına en uygun diz eklemine seçmelerine yardımcı olur (Holz, 2022).



*Şekil 2. 2: Tek Eksenli diz eklemleri  
(roadrunner foot, 2019)*

## 2. Polisentirik diz eklemleri:

Polisentirik diz eklemleri, doğal dizin karmaşık biyomekaniğini yakından taklit eden çok eksenli tasarımlarıyla öne çıkan gelişmiş protez diz eklemleridir. Tek eksenli diz eklemlerine kıyasla, polisentirik diz eklemleri birden fazla dönme eksenine sahiptir, bu da stabiliteyi artırır ve daha doğal bir yürüme hareketi sağlar. Genellikle dört çubuklu veya geometrik diz eklemleri olarak anılan bu karmaşık tasarım, zemin ve yürüme hızındaki değişikliklere dinamik bir yanıt vererek daha düzgün bir yürüyüş sağlar. Kullanıcılar, yürüyüş döngüsünün çeşitli aşamalarında artan stabilite yaşarlar, bu da polisentirik diz eklemlerini yüksek aktivite seviyesine sahip bireyler için özellikle uygun hale getirir. Bu dizlerin çok yönlülüğü, engebeli yüzeylere uyumu artırır, daha güvenli ve konforlu bir yürüme deneyimi sunar. Erken duruş fazında çok stabil olacak şekilde ayarlanabilirler, ancak salınım fazını başlatmak veya oturmak için kolayca bükülebilirler. Ayrıca, adım atarken bacağın genel uzunluğunun kısalması gibi popüler bir özellik, tökezleme riskini azaltır (Sujatha, 2016).



Şekil 2. 3: Polisentirik diz eklemleri (stngco, 2021)

### 3. Manuel kilitlemeli diz:

Manuel kilitlemeli diz, diz eklemine manuel olarak düz bir pozisyonda kilitlebilmesini sağlayan özel bir protez diz türüdür. Daha dinamik diz sistemlerinin aksine, manuel kilitlemeli diz, kullanıcıya diz eklemine uzatılmış pozisyonda sabitleme imkanı sunar ve bu, özellikle ayakta durma veya düz yüzeylerde yürüme gibi aktivitelerde ekstra stabilite sağlar. Bu özellik, ağırlık taşırken dizin bükülmesini önleyerek, kullanıcılara protez bacaklarının pozisyonu üzerinde kontrol hissi verir ve günlük hareketlerde güveni artırır. Manuel kilitlemeli diz eklemi, daha karmaşık diz eklemlerinin adaptif özelliklerinden yoksun olabilir, ancak basitliği ve güvenilirliği, stabilite ve kullanım kolaylığına öncelik veren bireyler için uygun bir seçimdir. Bu diz türleri, zayıf kas yapısına veya denge sorunlarına sahip ve dizin bükülmesini önlemek için ekstra güvenlik ihtiyacı duyan kullanıcılar için en uygun olanıdır ( Peke Waihanga , 2021).



Şekil 2. 4: Manuel kilitlemeli diz (ortho active, 2022)

#### 4. Pnomatik veya hidrolik diz eklemleri:

Pnömatik veya hidrolik diz eklemleri, ileri protez diz eklemleri kategorisine girer. Bu tasarımlarda, hava (pnömatik) veya sıvı (hidrolik) sistemler, diz ekleminin hareketini ve direncini kontrol etmek için kullanılır. Bu bileşenler, kullanıcıların yürüyüş hızına daha uyumlu bir yanıt sağlar, böylece daha pürüzsüz ve doğal bir yürüme hareketi elde edilir. Özellikle dinamik destek gerektiren durumlarda avantajlıdır. Bu diz eklemleri, otomatik olarak direncini ayarlayarak yüksek düzeyde stabilite ve konfor sunar (Brandt A, 2021).

Protez dizler, kullanıcının hızını değiştirmesine olanak tanır. Hız arttıkça, valf kapanır ve dizin bükülmesini azaltarak daha hızlı yürüme sağlar. Yavaş yürüyüşte ise sıvı veya hava daha kolay hareket eder, daha fazla diz bükülmesi ve yavaş bir yürüyüş sağlar. Pnömatik kontrol, diz büküldüğünde havayı sıkıştırır ve enerjiyi depolar, diz uzadığında serbest bırakır. Yürüyüş sırasında daha fazla kontrol sağlamak için yaylar eklenebilir. Bu sistemler ayrıca bilgisayarlı protez dizlere de entegre edilebilir. Hidrolik dizler daha pürüzsüz bir yürüyüş sağlasa da, daha ağır, daha fazla bakım gerektirir ve başlangıç maliyeti daha yüksektir (Dupes, 2021).



Şekil 2. 5: Pnomatik diz eklemleri (proted global, 2020)

## 5. Bilgisayarlı Dizler:

Bilgisayarlı dizler, protez teknolojisinde son derece ileri bir adımdır. Sensörler ve mikroişlemcileri entegre ederek daha önce ulaşılamayan bir esneklik ve tepkisel yetenek sunarlar. Kullanıcı gereksinimlerine göre diz eğilme ve uzatma aralığını ve hızını ayarlarlar. Oturup kalkmayı kolaylaştırır ve karşılıklı bir yürüyüş modeliyle merdiven çıkmayı sağlarlar. Ayrıca simetrik ağırlık dağılımı ve doğal bir yürüyüş modeli sunarlar. Bazıları tökezleme kontrolü sağlar, böylece düşmenizi önlemek için bacağınızı otomatik olarak pozisyonlandırır. Kullanıcıların hız, çevresel değişiklikler ve belirli durumlara uyum sağlamasına olanak tanır. Mikroişlemci kontrollü dizler olarak da bilinen bu sistemler, gerçek zamanlı verilere dayanarak diz eklem hareketini sürekli izler ve ayarlarlar. Uyarlanabilirlikleri istikrarı ve işlevselliği artırarak kullanıcılara daha doğal ve güvenli bir yürüyüş sağlar (Dupes, Prosthetic Knee Systems, 2023). Ayrıca, duruş kontrolü gibi ek yeteneklere sahiptirler. Bu akıllı diz sistemlerinin sağladığı özelleştirme, çeşitli hareketlilik ihtiyaçlarına sahip bireyler için özellikle faydalıdır. Ancak, elektronik bileşenlere olan bağımlılıkları, arızalar veya teknik sorunlara karşı savunmasız olmalarına neden olabilir. Güç kaynaklarına olan bağımlılık, aniden güç tükenmesi riski taşır, bu da işlev kaybına yol açabilir. Bunun yanı sıra, bu sistemlerin karmaşıklığı, maliyetleri artırabilir ve çevresel koşullara duyarlı olabilirler (Holz, Prosthetic Leg Fit: Types of Knee Prosthesis for Leg Amputations, 2020).



Şekil 2. 6: Bilgisayarlı Dizler (leimkuehler oandp, 2020)

## 2.1.4. AYAK

Bir protez ayak, protez bacağıın en alt kısmıdır. İdeal olarak, gerçek bir ayak işlevini mümkün olduğunca yakından taklit etmelidir; güvenli bir platform sağlayarak, arazi farklılıklarını işleyerek ve kullanıcının doğal ve simetrik bir şekilde yürütmesine izin vererek. Kasların ampute edilmiş uzvun yokluğundan kaynaklanan yerden gelen darbeyi emme görevi, ideal olarak protez ayağın üzerindedir. Ayak için malzeme seçenekleri arasında lastik, plastik ve karbon fiber gibi gelişmiş malzemeler bulunur; bunlar, güç, esneklik ve hafiflik tasarımı arasında hassas bir denge sağlar. Bu protez bileşenlerinin gelişen entegrasyonu ve özelleştirilmesi, her kullanıcının benzersiz ihtiyaçlarını karşılama açısından hayati öneme sahiptir; sürekli olarak gelişen ilerlemeler, konforu, tepki verme kabiliyetini ve amputelerin genel yaşam kalitesini artırmaya odaklanmaktadır (apc prosthetics, 2020).

Farklı kullanıcı ihtiyaçlarını ve aktivite seviyelerini karşılamak için tasarlanmış çeşitli tipte protez ayaklar bulunmaktadır. İşte bazı yaygın tipleri:

### 1. Artiküle Edilmemiş Ayaklar

#### • SACH Ayak:

SACH, artiküle edilmemiş ayakların en basit türüdür. SACH, "katı ayak, yastıklı topuk" anlamına gelen bir kısaltmadır ve topuk darbesinden sonra "yapay plantar fleksiyon" sağlayan sıkıştırılabilir bir topuk kama olarak adlandırılır. Katı ahşap kemer, orta duruş stabilitesi sağlar ancak az miktarda yan hareket sağlar. SACH sıklıkla reçete edilir çünkü ucuz, hafif, dayanıklıdır ve farklı topuk yüksekliklerinde bulunur, böylece insanlar farklı ayakkabılar giyebilirler. SACH ayakları, bilateral amputasyon geçiren kişiler için reçete edildiğinde, yumuşak topuk yastıklarıyla düşme eğilimi önlenmelidir, bu nedenle sağlam topuk yastıkları olmalıdır. SACH ayak, büyük topuk yastığı nedeniyle sınırlı yürüyüşçüler için yeterli şok emilim özelliklerine sahiptir, ancak esneklik eksikliği ve düzensiz araziye uyum sağlayamama nedeniyle, ev içi etkinliklerden daha fazlasını yapmak isteyen orta düzeyde ve yüksek aktivite protez kullanıcıları için ideal değildir (Aotearoa, 2021).



Şekil 2. 7: SACH ayak protezi (ottobock, 2015)

## 2. Artiküle Edilmiş Ayaklar

- Tek Eksenli Ayak:

Artiküle edilmiş tek eksenli ayak, ayağın yukarı ve aşağı hareket etmesine izin veren bir ayak bileği eklemi içerir, bu da diz stabilitesini artırır. Ayak tabanının tamamının daha hızlı bir şekilde zemine temas etmesi, protezin daha stabil hale gelmesini sağlar. Bu, yüksek seviyede amputasyona sahip kullanıcılar için faydalıdır (diz ile kalça arasında herhangi bir yerde amputasyon). Giyen kişi, dizin çökmesini önlemek için protezi aktif olarak kontrol etmelidir, ve tek eksenli ayak bileği/ayak mekanizması bunu yapmak için gereken çabayı azaltır. Ne yazık ki, tek eksenli ayak bileği proteze ağırlık ekler, periyodik bakım gerektirir ve daha temel SACH ayaktan biraz daha pahalıdır. Stabilite endişesi olan bireyler için tek eksenli bir ayak daha uygun olabilir.



Şekil 2. 8: Tek Eksenli Ayak

- Çok Eksenli Ayak:

Tek eksenli ayakla ağırlık, dayanıklılık ve maliyet açısından benzer olmasına rağmen, çok eksenli ayak düzensiz yüzeylere daha iyi uyum sağlar. Tek eksenli ayakta



Şekil 2. 9: Çok Eksenli Ayak  
(medicale xpo, 2021)

olduğu gibi yukarı ve aşağı hareketin yanı sıra, çok eksenli bir ayak yanlara da hareket edebilir. Eklenen ayak bileği hareketi, yürüyüşün bazı streslerini emdiği için, bu hem cildi hem de protezi aşınmaya karşı korur. Çok eksenli ayak, üç düzlemde hareket izni verdiği için, düzensiz araziye uyum sağlar ve aksi halde rezidüel uzuv üzerinde kayma kuvvetleri oluşturacak torkları emer.

- Dinamik Tepki Ayaklar:

Daha aktif bir yaşam tarzına sahip olan kişiler genellikle daha tepkisel bir ayak tercih ederler. Dinamik tepki ayakları, yürüme hızını değiştirebilen, hızlıca yönlendirme yapabilen veya uzun mesafeler yürüyebilen bireyler için idealdir. Dinamik tepki ayakları, yürüme döngüsü sırasında enerjiyi emerek "devrilme" aşamasında kilden enerji depolar ve ardından giyiciye bir itme hissi sağlamak için geri yayılır. Bu nedenle, bazı protez uzmanları onlara "enerji depolama ayakları" der. Ayrıca, daha normal bir hareket aralığı ve daha simetrik bir yürüyüş sağlarlar. Bazı dinamik tepki ayaklarında, insan ayak bileği ve ayağının invert/evert hareketlerini taklit ederek stabiliteyi daha da artıran bölünmüş bir ayak tasarımı bulunmaktadır.

Dinamik tepki ayaklarının rahatlığı ve tepkisel özellikleri, bu tür protez ayakla yürümenin daha doğal hissini vermesi nedeniyle, bir bireyin daha yüksek bir aktivite seviyesine geçmesini teşvik edebilir. Ayrıca, bazı dinamik tepki ayaklarının, sağlam taraf ayak ve bacağına darbe kuvvetlerini ve stresi azalttığı gösterilmiştir (J, 2016).



Şekil 2. 10: Dinamik Tepki Ayaklar (Hettinger, medical expo, 2020)

### 3. Mikroişlemci Ayaklar

Mikroişlemci kontrollü (MPC) ayaklar, oldukça yeni bir protez bileşenleri kategorisidir. Bu ayak/ayak bileği bileşenleri, çeşitli ihtiyaçlara uyum sağlamak için bireyin uzvuyla ve çevresel ortamla ilgili bilgileri işleyen küçük bilgisayar kontrollü sensörlere sahiptir. Giriş sinyallerinden gelen bilgilere dayanarak, bu işlemciler ayak bileği veya ayakların herhangi bir durumda nasıl tepki vereceğine dair kararlar almak için bir algoritma veya kural kümesi uygular. Mikroişlemci, ayak bileğinin istenilen işlevini üretmek için protezin çeşitli parçalarına talimatlar sağlar. Mevcut MPC ayak bilekleri, ayak açısı sensörleri, ivmeölçerler, jiroskoplar ve tork sensörleri de dahil olmak üzere çeşitli sensörler kullanır. Bu sistemlerdeki mikroişlemciler, giriş sinyallerini alır ve ayak bileğini nasıl konumlandıracağına, ayak bileğindeki sönümlenme direncini nasıl ayarlayacağına ve duruş aşamasında bir ayak motorunu nasıl çalıştıracığına karar verir. Bu protez, çevreye veya farklı durumlara değişen hız veya ROM ile yanıt verebilir. Ayak hizalaması ayrıca, topuklu bir ayakkabı gibi farklı durumlar için ayarlanabilir veya birey bir sırt çantası taşırken veya bir eğimde yürürken denge ve hareketlilik sağlayabilir. Üreticiye bağlı olarak, bu ayaklar belirli ayak hareketlerini farklı senaryolarda bireyselleştirmek için ayarları değiştirmek için bir mobil cihaz veya bilgisayara bağlanabilir. Bu tür ayaklar ayak ve ayak bileğinin hareketlerini otomatik olarak koordine edebilir, ancak doğrudan vücutla iletişim

kurmazlar. Mikroişlemci veya motorlu protez ayakları, yonga, sensörler, motorlar ve aktüatörleri beslemek için pillere ihtiyaç duyar. Ayrıca, mikroişlemci sistemlerine ilişkin elektronik parçalar, pasif benzerlerinden daha hassas hale getirir. Birçoğu su altında veya çok tozlu veya kirli ortamlarda kullanılmamalıdır (Thompson, 2006).



Şekil 2. 11: Mikroişlemci Ayaklar

## 2.2. PROTEZ UZUV TASARLARKEN DİKKATE ALINMASI GEREKEN TASARIM KISITLAMALARI VE FAKTÖRLER

### 2.2.1. Tasarım Kısıtlamaları

#### 1. Geometrik Kısıtlamalar:

Protez bacağın geometrik tasarımı, kullanıcının konforu ve hareket kabiliyeti için kritik öneme sahiptir. Bu protez, insan bacağının yerini alacağından, genişlik ve uzunluk gibi ölçülerin dikkatlice ayarlanması gerekir. Örneğin, protezin genişliği, kullanıcının hareket kabiliyetini etkileyebilir ve fazla genişlik daha fazla malzeme kullanımı anlamına gelirken, dar bir tasarım daha fazla esneklik sağlayabilir. Uzunluk ayarı ise, kullanıcının diğer bacağı ile denge sağlamak için önemlidir. Karbon fiber gibi malzemeler, karmaşık ve optimize edilmiş tasarımları mümkün kılarak, protez uzun kullanıcıya daha iyi uyum sağlamasına yardımcı olabilir.

## 2. Sürdürülebilirlik:

Protez bacağın uzun süreli ve güvenilir bir şekilde kullanılması için malzeme seçimi çok önemlidir. Karbon fiber, hafif olmasının yanı sıra dayanıklı ve korozyona karşı dirençlidir. Bu özellikleri sayesinde, protez bacak uzun bir ömre sahip olabilir ve sık sık değiştirilmesi gerekmez. Bu da hem bireylerin hem de sağlık sistemlerinin maliyetlerini azaltabilir.

## 3. Çevresel:

Malzeme seçimi sadece protezin dayanıklılığını değil, aynı zamanda çevresel etkilerini de etkiler. Karbon fiber gibi geri dönüştürülebilir malzemeler, çevre dostu bir seçenek sunar. Bu malzemelerin kullanımıyla, atıklar azaltılabilir ve doğal kaynaklar korunabilir. Ancak, malzemenin elde edilme süreci de çevresel etkilere neden olabilir, bu nedenle sürdürülebilirlik açısından bu süreçlerin de dikkate alınması önemlidir.

## 4. Sosyal:

Protez uzuvların tasarımı sadece teknik özelliklerle sınırlı değildir, aynı zamanda kullanıcıların sosyal ve duygusal ihtiyaçlarını da karşılamalıdır. Estetik olarak çekici bir tasarım, kullanıcıların kendilerine güvenmelerini ve toplumda daha aktif bir rol almalarını sağlayabilir. Bu nedenle, protez bacakların tasarımında dikkatli bir şekilde estetik ve kullanılabilirlik dengesi sağlanmalıdır (Pamela Gallagher 1, 2012).

## 5. Ekonomik:

Protez bacakların uzun vadeli maliyetleri de göz önünde bulundurulmalıdır. Karbon fiber gibi malzemelerin kullanılması, uzun ömürlü ve dayanıklı protezlerin üretilmesini sağlayarak, maliyetleri azaltabilir. Ayrıca, hafif malzemelerin kullanılması, kullanıcıların günlük yaşamlarında daha az enerji harcamalarını sağlayarak, ekonomik faydalar sağlayabilir.

## 6. Güvenlik:

Protez bacakların tasarımı, kullanıcıların güvenliği açısından büyük öneme sahiptir. Mekanik tasarım, elektrikli parçaların kullanımından kaçınarak yangın veya diğer güvenlik risklerini azaltabilir. Ayrıca, karbon fiber gibi malzemelerin dayanıklılığı, protezin uzun vadeli güvenilirliğini artırabilir ve kullanıcıların güvenliğini sağlayabilir.

#### 7. Etik:

Protez bacakların tasarımı, insanlık ve etik değerler açısından da önemlidir. Bu tür cihazlar, insanların yaşam kalitesini artırmaya yardımcı olabilir ve engelli bireylerin günlük yaşamlarını iyileştirebilir. Bu nedenle, protez bacakların tasarımı ve üretimi sırasında etik standartlara ve insanlık değerlerine uyulması önemlidir.

#### 8. Risk Analizi:

Protez bacakların tasarımı ve üretimi sırasında, olası risklerin dikkatle değerlendirilmesi gerekir. Malzeme seçimi, tasarımın dayanıklılığı ve güvenliği açısından kritik öneme sahiptir. Karbon fiber gibi malzemelerin kullanımı, güvenilirlik ve dayanıklılık sağlayarak riskleri en aza indirebilir. Ancak, potansiyel risklerin belirlenmesi ve önlenmesi için titiz bir risk analizi yapılmalıdır. (Michael J. Quigley, 2021)

### 2.2.2. Tasarım Faktörleri

**Yeni bir protez uzuv tasarlarken dikkate alınması gereken çeşitli faktörler vardır:**

#### 1. Yük Taşıma:

Alt ekstremite protezlerinin tasarımında, kovanın yük taşıma özellikleri birincil endişedir. Eğer hastanın vücudunda yara izleri, nöromalar veya hassas bölgeler varsa, kovanın tasarımında özel düzenlemeler yapılması gerekebilir. Örneğin, diz altı protezlerde, kalan uzvun ağırlığının neden olduğu ciddi problemler varsa, uyluk korsesi gibi ek önlemler düşünülebilir.

#### 2. Askı:

Protezlerde kullanılan askı yöntemleri çok çeşitlidir ve her birinin avantajları ve dezavantajları vardır. Özellikle, kalan uzuvdaki hacim değişiklikleri, kullanılacak askı tipini belirler. Bu nedenle, daha önce kullanılan askıların deneyimi göz önünde bulundurularak, en uygun askı yöntemi seçilmelidir.

#### 3. Aktivite Seviyesi:

Protez kullanıcısının aktivite seviyesi, protezin tasarımında dikkate alınması gereken önemli bir faktördür. Aktif bir yaşam tarzına sahip olan bir kişi, daha dayanıklı ve esnek bir proteze ihtiyaç duyabilirken, daha az aktif olan biri için daha basit bir tasarım yeterli olabilir.

#### 4. Protez Bileşenleri:

Protez bileşenleri, kullanıcının aktivite seviyesi, vücut ağırlığı ve fonksiyonel hedeflerine göre seçilmelidir. Örneğin, güçlü ve dengeye sahip bir kişi, standart bir dize kontrol dizine ihtiyaç duymayabilir; ancak bir maraton koşucusu, yüksek aktivite seviyesi için tasarlanmış bir ayak bileşenine ihtiyaç duyabilir.

#### 5. Maliyet:

Protezlerin maliyeti, kullanılacak bileşenlerin türüne ve kalitesine bağlı olarak değişir. Daha hafif ve sofistike bileşenler genellikle daha pahalıdır. Ancak, her özelliğin maliyet ve fayda analizi yapılmalı ve en uygun çözüm bulunmalıdır.

#### 6. Ağırlık Dağılımı:

Diz üstü protezlerin tasarımında ağırlık dağılımı çok önemlidir. Karbon fiber gibi hafif malzemelerin kullanılması, protezin hem konforunu hem de işlevselliğini artırabilir. Doğru ağırlık dağılımı, kullanıcının daha doğal bir yürüyüş deseni sergilemesine yardımcı olur ve genel olarak güvenliği ve konforu artırır.

#### 7. Benzersiz Düşünceler:

Her hasta benzersizdir ve protez tasarımı, bireysel ihtiyaçları ve tercihleri dikkate alınmalıdır. Örneğin, deniz kenarında yaşayan bir hasta, protezin tuz korozyonuna ve su hasarına karşı maksimum korumaya sahip olmasını isteyebilir. Kültürel farklılıklar da dikkate alınmalıdır; Asyalı hastalar, ayakkabılarını çıkarmayı alışkanlık haline getirdikleri için, protez ayakların kolayca çıkarılabilmesini isteyebilirler (Michael J. Quigley, Prosthetic Management: Overview, Methods, and Materials, 2020).

Bu faktörlerin her biri, protez tasarımında dikkate alınması gereken önemli unsurları temsil eder ve kullanıcıya en iyi sonucu sağlamak için titizlikle ele alınmalıdır.

### 2.3. PROTEZ BACAK TASARIMI

Protez alt ekstremitenin yapımı SolidWorks kullanılarak gerçekleştirilir. Protez yapısının tasarım gereksinimlerini kısıtlayan birkaç dezavantaj bulunmaktadır. Bu kısıtlamalar sadece bireyin ağırlığına, amputenin hareket hızına ve bacağın kullanılacağı duruma dayanır. SolidWorks programı, karmaşık ve detaylı protez bacak tasarımı için güçlü bir platform sunarak, bu kısıtlamalarla başa çıkmada kıymetli bir yardımcı olarak ortaya çıkar. SolidWorks, son derece özelleştirilebilir 3D modellerin oluşturulmasını sağlayan kapsamlı bir araç seti sunar, anatomik ince detaylara ve fonksiyonel gereksinimlere dikkatli bir şekilde odaklanmaya imkan tanır. SolidWorks'un kullanımı sadece teknik bir zorunluluk olmanın ötesine geçer ve keskin kenarlı teknolojinin insan biyomekaniğinin incelikleriyle bir araya geldiği bir alanın kapısını aralar, böylece her kullanıcının benzersiz ihtiyaçlarına kesin ve derinlemesine uyumlu yeni bir protez uzuv tasarımı döneminin vaatlerini sunar. Tam protez uzuv tasarımı Şekil 9'da gösterilmektedir.



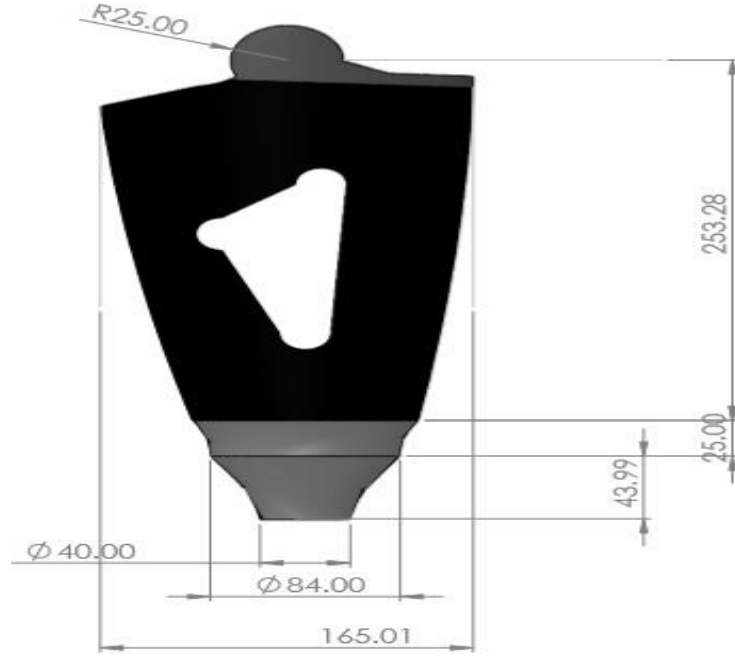
Şekil 2. 12: SolidWorks ile Tasarlanmış Nihai Protez Bacak Tasarımı

Protez bacağın bileşenleri şimdi ayrıntılı olarak anlatılacak, bacağın her bir parçası ve işlevleri dikkatle incelenecektir.

## 1. Dizlik (Socket) :

Protez uzvun tasarımının odak noktası olan dizlik, son teknolojiyle üretilmiş birleşik teknoloji ve kullanıcı odaklı konforun sembolüdür. SolidWorks'un güçlü tasarım yetenekleriyle titizlikle şekillendirilen bu dizlik, sadece bir bileşen değil, kullanıcı ile protez uzuv arasında özel bir arayüz olarak tasarlanmıştır. Normal yürüyüş hareketine izin vermek ama basınç altında bükülmeme yeteneğine sahip olması için esnek ancak sağlam olması gerekmektedir.

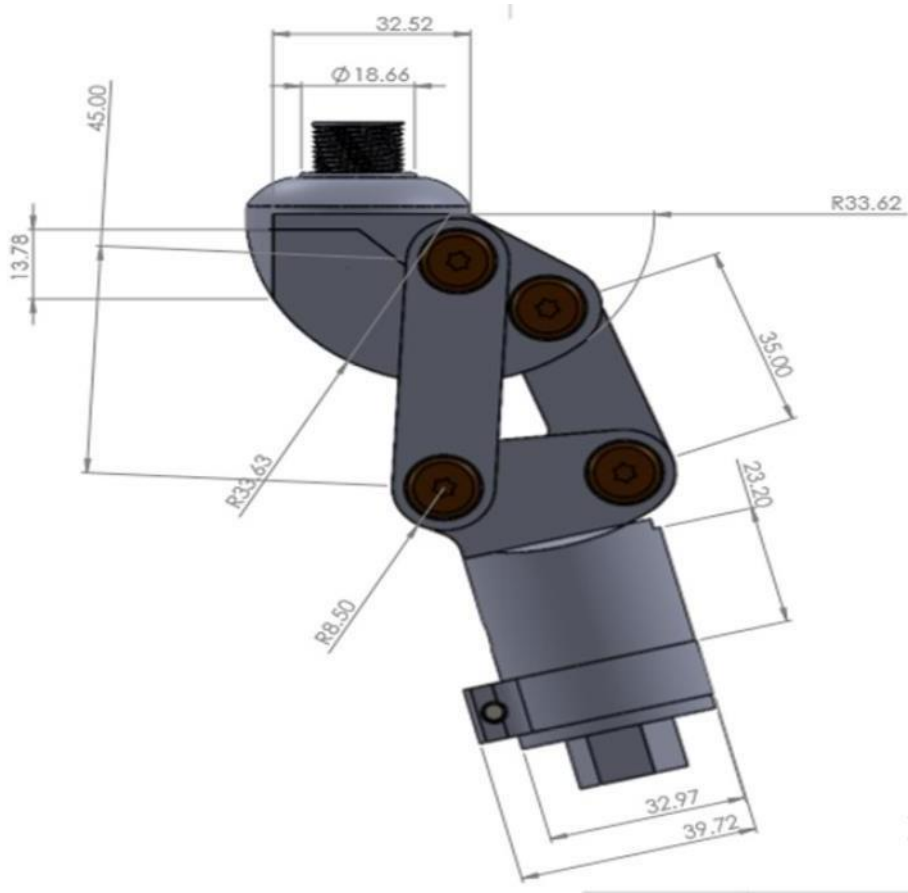
Malzeme seçiminde, Polilaktik Asit (PLA) tercih edilen malzeme oldu. Bu karar, PLA'nın güç, dayanıklılık ve esneklik dengesinden kaynaklanmaktadır. Dizlik, ağırlık taşıyan bir bileşen olduğundan, günlük kullanımın zorluklarını karşılayabilen ve gerekli desteği sağlayabilen bir malzemeye ihtiyaç duyulmuştur. Biyolojik uyumluluk ve aşınmaya karşı direnciyle bilinen PLA (Polilaktik Asit), ideal aday olarak ortaya çıkmıştır. Dikkat çekici olan ağırlık düşünülmüştür. 1058 gram ağırlığında olan bu PLA dizlik, mühendislik verimliliğinin bir başarısıdır. Hedef, sadece işlevsel bir dizlik oluşturmak değil, aynı zamanda protez uzvun genel hafif tasarımına katkıda bulunmasını sağlamaktır. Bu ağırlık optimizasyonu, kullanıcı konforunu artırır, yorgunluğu azaltır ve protez uzvun, kullanıcının vücut mekaniğine sorunsuz bir şekilde entegre olmasını sağlar. Kalıntı uzuvunun vücut ağırlığını taşımak için tasarlanmadığından, dizliklerin basıncın dağıtılmasını ve cilt ve dokuya zarar verilmemesini sağlamak için bireysel olarak kalıplanması ve titizlikle uygun hale getirilmesi gerekir. Dizlik tasarımının detayları Şekil 2.13'te gösterilmektedir.



Şekil 2. 13: Soket Boyutları

## 2. Polisentrik diz:

Protez uzuv yeniliklerinin alanında, akıcı ve doğal hareketin köprüsü, eşsiz SolidWorks yetenekleriyle titizlikle tasarlanmış polisentrik dizde somutlaşmaktadır. Bu polisentrik tasarım, diz eklemi sadece bir pivot değil, insan dizinin karmaşıklığını yansıtan karmaşık bir sistemdir. SolidWorks, dizi işlevselliğinin konseptini yükselten bir tasarım sürecine olanak tanımıştır. Polisentrik yapı, doğal insan dizi mekaniğini yakından taklit eden birden fazla dönme eksenini sağlar. Bu dinamik tasarım, duruş fazında eşsiz bir kararlılık ve salınım fazına sorunsuz bir geçiş sağlar, biyolojik bir dizi hareketlerini dikkate değer bir hassasiyetle çoğaltır. Polisentrik Diz tasarımının detayları Şekil 2.14'te gösterilmektedir.



Şekil 2. 14: Polisentrik Dizlerin Boyutları

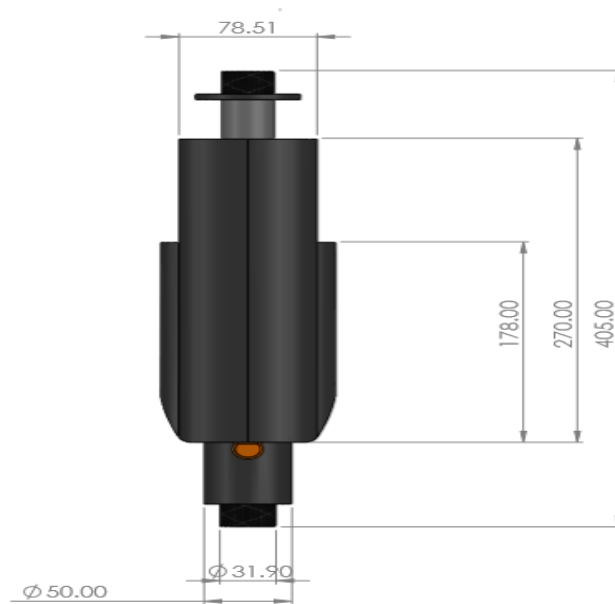
Malzeme seçimi kritik bir yönü temsil eder ve bu polisentrik diz için titanyumun seçimi devrim niteliğinde bir adımdır. Sadece 164 gram ağırlığında olan titanyum yapısı, kullanıcı yorgunluğunu azaltmak için hayati öneme sahip hafif doğayı sağlamla kalmaz, aynı zamanda olağanüstü bir dayanıklılığa sahiptir. Bu dayanıklılık, dizin yürüyüşün farklı aşamalarında değişen kuvvetlere maruz kalan bir yük taşıyan bileşen olması nedeniyle hayati öneme sahiptir.

Polisentrik titanyum diz, sadece işlevsel yetenekleri ile sınırlı değildir; kullanıcı deneyimine olan bağlılığı da kapsar. Hafif doğası, daha enerji verimli bir yürüyüşü kolaylaştırır, kullanıcı üzerindeki yükü azaltır ve her adımda bir rahatlık ve güven hissi geliştirir. Bu dizin protez uzvun içine entegre edilmesiyle, kullanıcılar yürümede yeniden kolaylık yaşarlar ve polisentrik tasarım, otururken dizin doğal olarak bükülmesine izin verir. Tasarım platformu olarak SolidWorks'ün kullanılması, normun ötesinde bir hassasiyet seviyesi sağlar ve kullanıcının benzersiz biyomekanik ve yaşam tarzına uygun özelleştirmeye olanak tanır (Dupes, Prosthetic Knees, 2020).

### 3. Pilon:

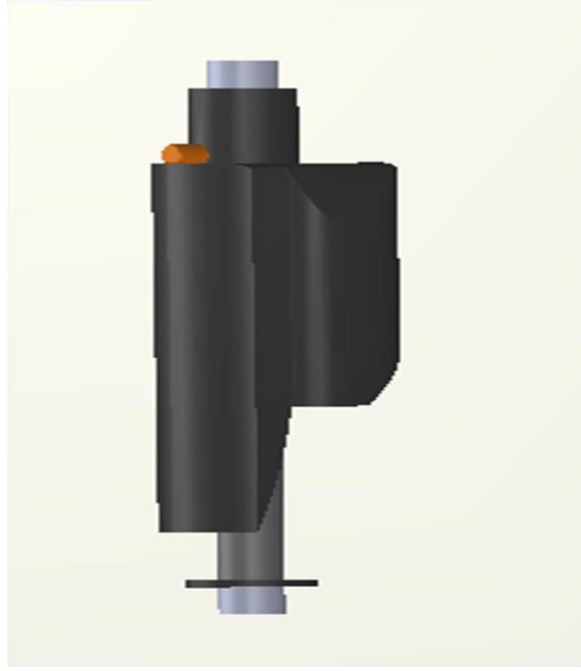
Pilon, Şekil 2.15'te görüldüğü gibi tasarlanmıştır. Bu protez uzvun yapısal bütünlüğünün temelinde, SolidWorks'un mühendislik hassasiyeti ve teknolojik yeniliklerin birleşimiyle titizlikle tasarlanmış PLA (Polilaktik Asit) pilon bulunmaktadır. Pilon, sadece bir destek unsur değil; biyomekanik ve son teknoloji tasarımının birleşimi olarak doğmuş bir başyapıttır. SolidWorks'ün güçlü tasarım programından yararlanarak, pilon son derece özelleştirilebilir bir bileşen haline geldi ve kullanıcının benzersiz ihtiyaçlarına ve biyomekanikğine uygun karmaşık ayarlamalara izin verdi.

PLA (Polilaktik Asit), pilon için tercih edilen malzeme olarak ortaya çıktı, ve bunun iyi bir nedeni var. 1018 gram ağırlığında olan bu PLA yapısı, hafif gücün bir harikasıdır. Pilonun, ağırlığı etkili bir şekilde taşıma kapasitesine sahip olması ve aynı zamanda son derece hafif olması, kullanıcı yorgunluğunu azaltmak ve akıcı, doğal bir yürüyüşü sağlamak için kilit öneme sahiptir. Yapısal gücünün ötesinde, PLA'nın doğal dayanıklılığı, pilonun günlük aktiviteler karşısındaki dayanıklılığını sağlayarak, protez uzvun güvenilir bir köşetaşı olmasını sağlar. Pilonun dış çapı, diğer protez parçalarıyla bağlantı kurmak için tüm adaptör tipleriyle uyumlu olacak şekilde 32 mm'dir. Pilonun uzunluğu 405 mm'dir ve hastalar için tüm bacak uzunluklarına uygun olacak şekilde sağlanmıştır, hastanın uzunluğu kısa ise fazla uzunluk kesilir.



Şekil 2. 15: Pilon Boyutları

Bu pilonu farklı kılan şey, insan pilonunun kasıtlı taklitidir. Tasarım sadece destek sağlamakla kalmaz; doğal uzvun dinamik özelliklerini taklit eder, insan hareketinin inceliklerini yansıtan bir tepki düzeyi sunar. Bu kasıtlı taklit, yapısal destekle sınırlı kalmaz; kullanıcının sadece bir protez uzuv değil, kendi biyomekaniğinin bir uzantısını deneyimlemesini sağlar. Pilonun başka bir görüntüsü Şekil 2.16'de görülebilir.



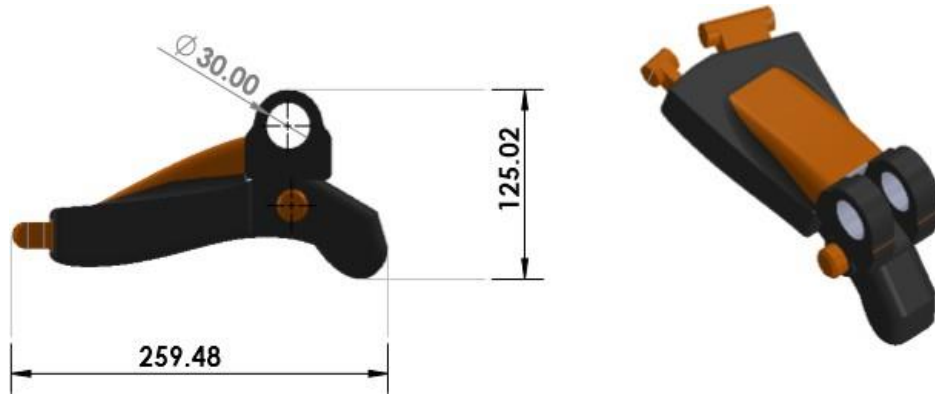
Şekil 2. 16: Pilonun yan görünümü

#### 4. Protez Ayak:

Bu eşsiz stabiliteye sahip protez uzvun temelinde, mühendislik dehasının bir başarısı yatmaktadır - SolidWorks aracılığıyla titizlikle tasarlanmış PLA (Polilaktik Asit) ayak. Sadece bir eklenti olmanın ötesinde, bu ayak, biyomekanik ve son teknoloji tasarımın sorunsuz bir birleşimini temsil eder ve protez fonksiyonallitesi kavramını yeniden tanımlar.

Protez ayak, büyük alt ekstremité amputasyonu sonrası herhangi bir alt ekstremité protezi için ayrılmaz bir bileşendir. PLA'nın ana malzeme olarak seçilmesi, hafif güce olan bağlılığın altını çizer. 846 gram ağırlığındaki bu ayak, güçlü yapısal destek ile çevik, duyarlı bir tasarım arasındaki hassas dengeyi temsil eder. PLA'nın benzersiz özellikleri, günlük kullanıma dayanıklılık sağlamanın yanı sıra doğal hareket aralığı için gereken esnekliği de sağlar.

Ayak, Şekil 2.17'da gösterildiği gibi tasarlanmıştır. Bu protez ayak farklı kılan şey, insan ayaklarının kasıtlı taklitidir. SolidWorks, statik desteğin ötesine geçen bir tasarımı kolaylaştırdı; doğal bir ayakta bulunan karmaşık hareketleri taklit eden dinamik özellikleri içerir. Bu kasıtlı taklit, daha doğal bir yürüyüşü sağlar, kullanıcının çeşitli zeminlerde hareketliliğini ve güvenini artırır.



Şekil 2. 17: (A) Protez Ayak Boyutları, (B) Ayakın Başka Bir Görünümü

### 2.2.3. Karbon Kaplama Uygulaması 3d Baskı Protez Uzvunda

Tasarım aşamasını tamamlayıp protez uzvu başarılı bir şekilde bir 3D yazıcı kullanarak basıldıktan sonra, bir sonraki kritik adım basılmış uzvu karbon tabakası ile kaplamaktır. Bu süreç, 3D baskılı PLA bileşenlerinin titizlikle hazırlanmasıyla başlar; yüzeyin, karbon kaplamanın yapışmasını engelleyebilecek herhangi bir kir veya kalıntıdan temiz ve arınmış olduğundan emin olunur. Karbon tabakasının uygulanması için seçilen yöntem kritiktir; bu, püskürtme kaplama, daldırma kaplama veya kimyasal buhar biriktirme (CVD) gibi teknikleri içerebilir, her biri kaplama düzgünlüğü ve yapışma dayanıklılığı açısından benzersiz avantajlar sunar.

Örneğin, püskürtme kaplama, karbon tabakasının kalınlığı üzerinde hassas kontrol sağlar; bu, protez uzvun karmaşık geometrileri boyunca düzgün bir dağılımı

garanti eder. Bu yöntem, karbon çözeltilisinin ince bir sisini uygulamak için bir püskürtme tabancası kullanmayı içerir, bu sis, PLA yüzeyine yapışır ve kuruduktan ve sertleştikten sonra dayanıklı, koruyucu bir tabaka oluşturur. Bunun yerine, daldırma kaplama, basılmış uzvu tamamen bir karbon çözeltilisine batırmayı içerir, özellikle iç ve ulaşılması zor alanlar için faydalı olan kapsamlı bir kaplama sağlar. Daha gelişmiş bir teknik olan kimyasal buhar biriktirme, gaz halindeki öncüllerin kimyasal reaksiyonunu içerir, bu da PLA yüzeyinde ince bir karbon filmi oluşturarak moleküler düzeyde olağanüstü düzgünlük ve güçlü yapışma sağlar.

Karbon kaplamanın uygulanması, protez uzvun mekanik özelliklerini önemli ölçüde artırır. Karbon tabakası, yüzey sertliğini, aşınma direncini ve genel dayanıklılığı artırır, PLA'nın içsel kırılabilirliğini ve düşük darbe direncini ele alır. Ayrıca, karbon kaplama, kullanıcı memnuniyeti ve güveni için önemli olan pürüzsüz, estetik bir bitişe katkıda bulunur. Bu iyileştirme, protez uzvun ömrünü uzatır, onarımların veya değişimlerin sıklığını azaltır ve çeşitli günlük aktivitelerde güvenilir performans sağlar.

Ayrıca, karbon kaplı protez uzvu, karbon tabakasının PLA alt tabanıyla etkili bir şekilde bağlanmasını sağlamak için sürüklenme ve termal stabilize gibi bir dizi son kaplama işlemine tabi tutulur. Bu işlemler, katmanlar arasındaki mekanik kilitlemeyi ve kimyasal bağlanmayı optimize eder, protez uzvun yapısal bütünlüğünü ve performansını daha da artırır.

3D baskılı protez uzvun karbon ile kaplanması süreci, basılmış PLA yapısını güçlü, dayanıklı ve kullanıcı dostu bir tıbbi cihaza dönüştüren bu projede hayati bir adımdır. Bu adım, sadece uzvun işlevsel özelliklerini iyileştirmekle kalmaz, aynı zamanda estetik cazibesini ve uzun ömrünü artırır, proteztiğin alanında genel başarı ve etkiye önemli katkıda bulunur.

## ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

### 3. TESTLER VE YORUMLAR

Bu bölümde, yapılan testlerin incelenmesi ve sonuçlarının analizi üzerinde durulacaktır. Yapılan testlerin kapsamlı bir özetini sunacak, her bir testte kullanılan prosedürleri ve yöntemleri detaylı bir şekilde açıklayarak, elde edilen sonuçların bağlamını ve derin anlamlarını anlamamıza olanak tanıyacaktır. Ayrıca, bu sonuçların titizlikle analizine odaklanılacak, sonuçlarımızın tedavi veya sonraki araştırma adımlarını yönlendirmede nasıl kullanılabileceğine dair bir anlayış sağlayarak, mevcut verilerden maksimum faydayı elde etmeyi amaçlayacaktır.

Polilaktik asit (PLA), biyobozunur bir malzeme olan termoplastiktir. PLA'nın yüksek mekanik dayanımı, düşük toksisitesi ve iyi bariyer özellikleri nedeniyle, 3D FDM yazıcıda PLA ile üretilen malzemeler çeşitli mühendislik uygulamalarında kullanılmaktadır. 3D baskı teknolojisinde kullanılan bu üretim, katman biriktirme modelleme olarak ortaya çıkar. Bu üretimin avantajları arasında, malzeme değişiminin kolay olması, düşük bakım maliyetleri, kompakt boyut ve düşük çalışma sıcaklığı bulunmaktadır. 3D yazıcıda basılan örneklerin mekanik özellikleri birçok faktörden etkilenmektedir. Bu faktörler; katman kalınlığı, baskı katmanı, yapı yönelimi, doldurma deseni, hava boşluğu gibi unsurlardır. 3D baskı örneklerinin mekanik performansını arttırmanın yollarından biri de tavlama işlemidir. Tavlama, polimer örneklerin erime sıcaklığının altındaki bir sıcaklıkta ısıtılması ve bu sıcaklıkta belirli bir süre bekletilmesi ve ardından soğutulması işlemidir. 3D baskı sürecinde, gerilimler ve geometrik katmanlar arasındaki kusurlar meydana gelir. Bu kusurlar, tavlama sırasında ortaya çıkar. PLA polimer örneği 3 boyutlu olarak basılmıştır. Bu örnek, 3D baskıdan sonra ısıtma tavlama ve mekanik testlere tabi tutulmuştur. İlk durumda, mekanik özellikler üzerinde baskı yöneliminin etkisi araştırılmıştır. İkinci durumda ise, mekanik özellikler üzerinde ısıtma tavlamanın etkisi araştırılmıştır.

Bu projede biyobozunur termoplastik bir malzeme olan PLA kullanılmıştır. PLA polimerinin erime sıcaklığı ( $T_m$ ) yaklaşık olarak 173-178 °C civarındadır ve PLA polimerinin cam geçiş sıcaklığı yaklaşık olarak 60-65 °C civarındadır. Malzeme

filament formundadır. Filamentler, ASTM D638-Tip IV Köpek Kemik Örneği örneklerini ticari 3D yazıcı Ender-3 (Shenzhen Creality 3D Technology Co., LTD.) kullanılarak basmak için kullanılmıştır. Bu projenin tüm örneklerinin üretimi için kullanılan 3D yazıcı ayarları Tablo'da gösterilmiştir. Bu ayarlar, bu örneği basma konusundaki önceki deneyime göre seçilmiştir. İyi kaliteli örnekler elde ettik ve ayarlar tüm 3D baskı süreci boyunca sabit tutulmuştur. Katmanlar, bu projenin bu bölümünde, +45° ve -45° alternatif açılarla malzeme sererek ve yüz yukarı baskı yönelimi kullanılarak basılmıştır. Tüm örnekler, mekanik özellikleri etkileyebilecek değişkenler olarak yazıcı parametrelerini ve baskı yönelimini ortadan kaldırmak için aynı şekilde basılmıştır.

*Tablo 3. 1: 3D Yazıcı Ayarlarının Özeti*

<b>Yazıcı Ayarı</b>	<b>Değer</b>
Katman Yüksekliği	0.2 mm
Doluluk Yoğunluğu	100 %
Doluluk Deseni	Çizgiler
Print speed	60 mm/s
Baskı Sıcaklığı	200 °C
Baskı Yatağı Sıcaklığı	60 °C
Üretim Süresi	15 dakika

### 3.1. ÖRNEKLERİN SONRASI TAVLAMA (ISIL İŞLEMİ)

Tavlama, bir malzemenin ısıtılması ve yavaşça soğutulması işlemidir. Örnekler, tavlama işlemi için kurutma odasına yerleştirildi. Üç farklı tavlama sıcaklığı seçtik: 50 °C, 70 °C, 90 °C. Her sıcaklık değeri için 5 örnek üzerinde tavlama ısıl işlemi gerçekleştirildi. Örnekler, kontrol edilebilir bir hızda tavlama sıcaklığına ısıtıldı. Tavlama sıcaklığına ulaşıldıktan sonra, parçalar tavlama sıcaklığında 1 saat boyunca bekletildi ve ardından ortam sıcaklığına 0.5 °C/dakikadan fazla bir hızda soğutulmadı. Tahminimiz, tavlama işleminden sonra mekanik özelliklerde değişiklikler olacağı yönündeydi, çünkü katmanlar arasındaki bağ daha güçlü hale gelir ve daha homojen ve konsolide bir malzeme oluşturur.

Tablo 3. 2: Çekme numunesinin ölçüm sonuçları. (50 °C tavlama.)

Örnek Numarası	Genel Uzunluk (x) (mm))	Omuzlar Arası Mesafe (x) (mm))	Tutma Kısım Genişliği (y) (mm)	Boyun Genişliği (y) (mm)	Boyun Yüksekliği (z) (mm)	Tutma Kısım Yüksekliği (z) (mm)
1	69,58	37,66	7,53	5,29	1,11	1,12
2	69,36	37,86	7,56	5,32	1,15	1,14
3	69,38	37,62	7,70	5,29	1,18	1,17
4	69,42	37,83	7,59	5,36	1,15	1,18
5	69,42	37,66	7,62	5,30	1,11	1,18
<b>Ortalama</b>	69,43	37,72	7,60	5,31	1,14	1,16
<b>Standart Sapma</b>	0,08	0,11	0,06	0,03	0,03	0,02
<b>Başlangıç Ortalaması</b>	69,43	37,72	7,56	5,31	1,15	1,15
<b>Standart Sapma</b>	0,08	0,22	0,01	0,029	0,05	0,03
<b>Ortalama Farkı</b>	-0,002	-0,002	0,032	0,006	-0,012	0,005

Tavlamanın etkisi, çekme deneyi numunesinin farklı uzaysal boyutlarındaki boyutuna, tavlama öncesi ve tavlama sonrası çekme deneyi numunesi boyutları karşılaştırılarak gözlemlendi. 50 °C'de yapılan tavlama sonrasında önemli bir değişiklik gözlenmemiştir.

50 °C'deki tavlama işleminden sonra yapısal bozukluklar gözlenmemiştir. Köşeli noktalarda yapısal kusurlar bekleniyordu, ancak böyle bir değişiklik gözlenmemiştir. Yapısal bütünlüğünü korumuştur.

Tablo 3. 3: Çekme numunesinin ölçüm sonuçları. (70 °C tavlama.)

Örnek No.	Genel Uzunluk (x) (mm)	Omuzlar Arası Mesafe (x) (mm)	Tutma Kısım Genişliği (y) (mm)	Boyun Genişliği (y) (mm)	Boyun Yüksekliği (z) (mm)	Tutma Kısım Yüksekliği (z) (mm)
6	67,52	36,31	7,48	5,232	1,21	1,24
7	67,42	36,26	7,41	5,222	1,17	1,12
8	67,19	36,65	7,52	5,321	1,24	1,25
9	67,25	36,12	7,52	5,25	1,20	1,24
10	67,92	36,38	7,50	5,302	1,23	1,21
<b>Ort.</b>	67,46	36,34	7,48	5,26	1,21	1,21
<b>Standart Sapma</b>	0,28	0,19	0,04	0,04	0,02	0,04
<b>Başlangıç Ort.</b>	69,43	37,72	7,56	5,31	1,15	1,15
<b>Standart Sapma</b>	0,08	0,22	0,01	0,02	0,05	0,03
<b>Ort. Farkı</b>	-1,97	-1,38	-0,07	0,01	-0,02	0,01

70 °C tavlama işleminden sonra genel uzunlukta ve omuzlar arasındaki mesafede x yönünde bir değişiklik gözlemlenmiştir.

70 °C'deki tavlama işleminden sonra yapısal bozukluklar gözlenmiştir. Z ekseninde eğilmeler de gözlemlenmiştir. Köşeli noktalarda yapısal kusurlar bekleniyordu, ancak böyle bir değişiklik gözlenmemiştir.

Tablo 3. 4: Çekme numunesinin ölçüm sonuçları. (90 °C tavlama.)

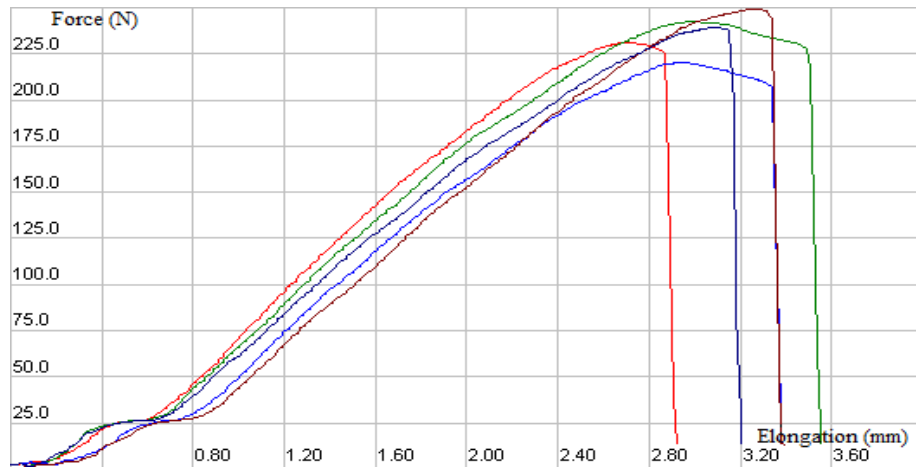
Örnek No.	Genel Uzunluk (x) (mm)	Omuzlar Arası Mesafe (x) (mm)	Tutma Kısım Genişliği (y) (mm)	Boyun Genişliği (y) (mm)	Boyun Yüksekliği (z) (mm)	Tutma Kısım Yüksekliği (z) (mm)
11	68,13	36,38	7,5	5,21	1,13	1,16
12	68,12	36,61	7,52	5,29	1,15	1,17
13	68,01	36,7	7,47	5,19	1,21	1,19
14	67,97	36,75	7,52	5,26	1,16	1,18
15	68,04	36,81	7,44	5,22	1,13	1,12
<b>Ort.</b>	68,05	36,65	7,49	5,23	1,15	1,16
<b>Standart Sapma</b>	0,06	0,16	0,03	0,03	0,03	0,02
<b>Başlangıç Ort.</b>	69,43	37,72	7,56	5,31	1,15	1,15
<b>Standart Sapma</b>	0,084	0,22	0,01	0,02	0,05	0,03
<b>Ort. Farkı</b>	-1,38	-1,07	-0,06	-0,07	-0,001	0,014

90 °C tavlama işleminden sonra genel uzunlukta ve omuzlar arasındaki mesafede x yönünde bir değişiklik gözlemlenmiştir.

90 °C'deki tavlama işleminden sonra yapısal bozukluklar gözlemlenmiştir. X ekseninde doğrusalığını kaybetti ve her iki yöne sapsmalar gözlemlendi. Z ekseninde tork ve eğilmeler de gözlemlendi. Köşeli noktalarda yapısal kusurlar bekleniyordu, ancak böyle bir değişiklik gözlemlenmemiştir.

### 3.2. GERİLME TESTİ ( TENSİLE TESTİNG)

Örnekler, 1000 N (1 kN) yük hücresi ile donatılmış uniaxial malzeme test sistemi (MODEL) kullanılarak başarısızlık noktasına kadar test edildi. FDM yöntemi kullanılarak PLA filamentten 3D baskı yapılan Tip IV köpek kemiği örneklerinde gerilme testleri yapıldı. Sabit bir deplasman hızı olan 20 mm/dakika kullanıldı. Yük ve strok kaydedildi. Tüm örnekler cihazdan elde edilen verilerle birlikte test edildi. Tüm testler akredite laboratuvarında ambiyans koşullarında gerçekleştirildi.

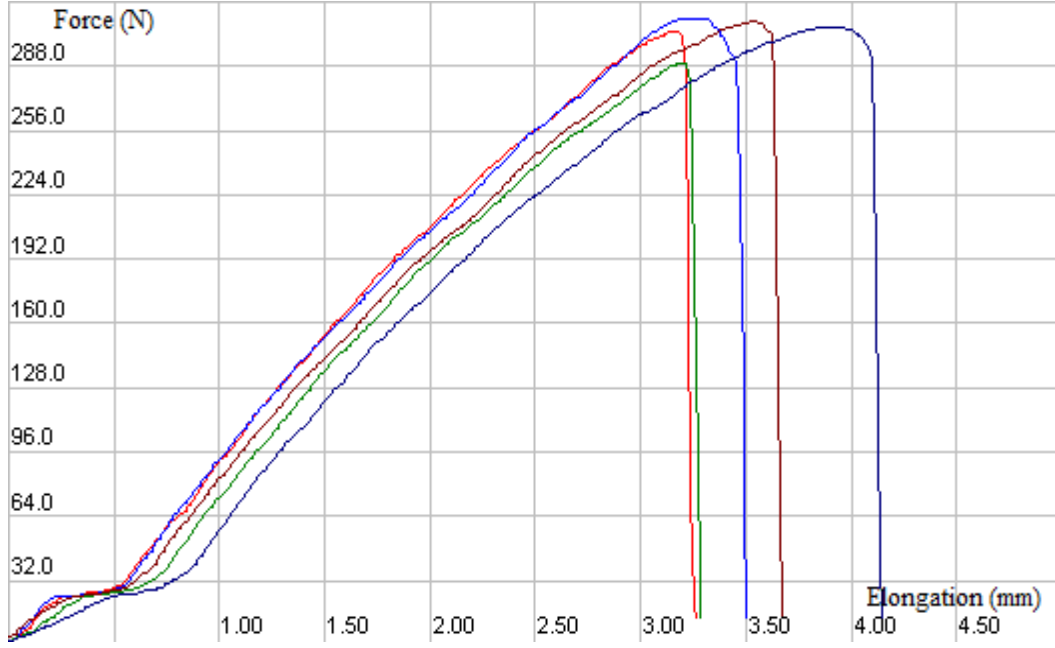


Şekil 3. 1: Yüz yukarıda (A) numunesinin kuvvet-uzama grafiği

Tablo 3. 5: Örnek A'nın gerilme testi sırasında farklı parametrelerin ölçümü

Örnek Numarası	Maksimum Kuvvet F <sub>max</sub> (N)	Maksimum Kuvvet Uzaması Δl (mm)	Maksimum Gerilim σ <sub>ZB</sub> (N/mm <sup>2</sup> )	Kırılma Kuvveti (N)	Kırılma Uzaması Δl (mm)	Kırılma Uzaması δS (%)	Akma Noktası σ <sub>S</sub> (N/mm <sup>2</sup> )
1	231.0	2.69	42.8	225.0	2.88	8.2	0.59
2	220.2	2.95	40.8	207.2	3.35	9.6	0.7
3	242.4	2.98	44.9	227.6	3.51	10.0	4.81
4	249.0	3.24	46.1	244.6	3.35	9.6	0.74
5	239.2	3.08	44.3	237.4	3.17	9.1	0.56
<b>Ortalama X</b>	236.4	2.99	43.8	228.4	3.25	9.3	1.48
<b>Standart Sapma</b>	11.1	0.2	2.0	14.2	0.24	0.7	1.86
<b>%Cv Değeri</b>	4.7	6.74	4.7	6.2	7.39	7.4	125.88

Örnek A'nın elastik modülü 112.7272'dir.

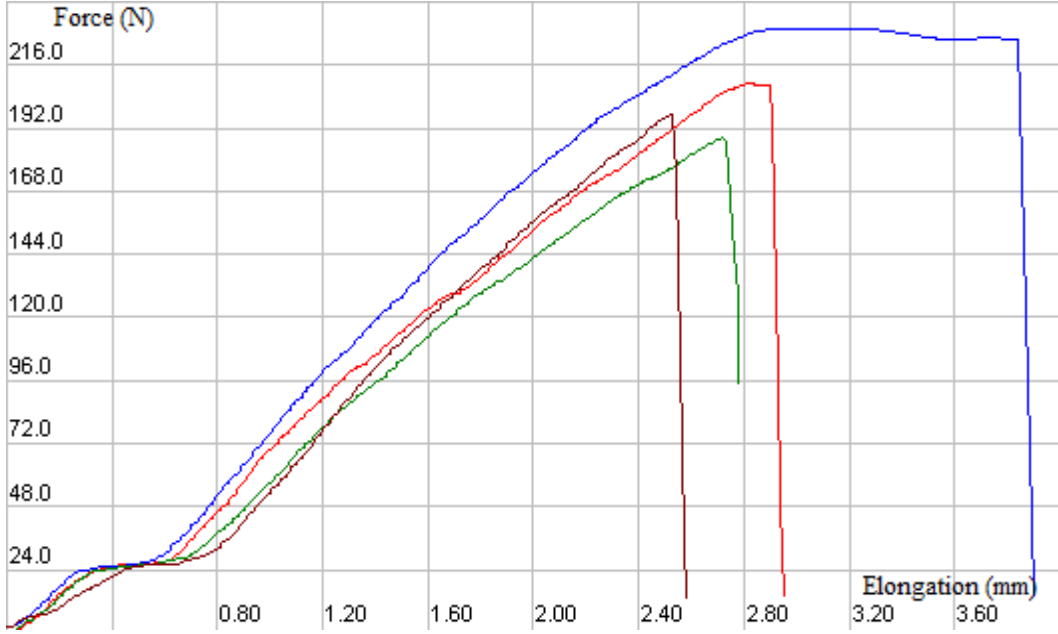


Şekil 3. 2: Kenar Yukarı (B) Örneğinin Kuvvet-Uzama Grafiği

Tablo 3. 6: Örnek B'nin gerilme testi sırasında farklı parametrelerin ölçümü

Örnek Numarası	Maksimum Kuvvet Fmax (N)	Maksimum Kuvvet Uzaması $\Delta l$ (mm)	Maksimum Gerilim $\sigma_{ZB}$ (N/mm <sup>2</sup> )	Kırılma Kuvveti (N)	Kırılma Uzaması $\Delta l$ (mm)	Kırılma Uzaması $\delta S$ (%)	Akma Noktası $\sigma_S$ (N/mm <sup>2</sup> )
1	305.4	3.17	45.3	303.6	3.22	9.2	3.89
2	312.0	3.24	46.3	289.4	3.46	9.9	3.68
3	289.6	3.20	43.0	289.2	3.24	9.3	42.96
4	310.2	3.54	46.0	304.4	3.63	10.4	46.02
5	307.4	3.89	45.6	292.0	4.11	11.7	45.6
Ortalama X	304.9	3.41	45.2	295.7	3.53	10.1	28.4
Standart Sapma	8.9	0.31	1.3	7.6	0.36	1.0	22.5
%Cv Değeri	2.9	9.02	2.9	2.6	10.32	10.1	79.2

Örnek B'nin elastik modülü 114.2857'dir.



Şekil 3. 3: Dik Yukarı (C) Örneğinin Kuvvet-Uzama Grafiği

Tablo 3. 7: Örnek C'nin gerilme testi sırasında farklı parametrelerin ölçümü

Örnek Numarası	Maksimum Kuvvet Fmax (N)	Maksimum Kuvvet Uzaması $\Delta l$ (mm)	Maksimum Gerilim $\sigma_{ZB}$ (N/mm <sup>2</sup> )	Kırılma Kuvveti (N)	Kırılma Uzaması $\Delta l$ (mm)	Kırılma Uzaması $\delta S$ (%)	Akma Noktası $\sigma_S$ (N/mm <sup>2</sup> )
1	209.2	2.82	35.0	208.0	2.91	8.3	4.32
2	230.0	2.96	38.5	225.4	3.85	11.0	4.25
3	188.4	2.72	31.5	186.6	2.74	7.8	4.02
4	197.6	2.53	33.1	197.6	2.54	7.3	4.32
5	?	?	?	?	?	?	?
<b>Ortalama X</b>	206.3	2.76	34.5	204.4	3.01	8.6	4.23
<b>Standart Sapma</b>	17.9	0.18	3.0	16.5	0.58	1.7	0.14
<b>%Cv Değeri</b>	8.7	6.56	8.7	8.1	19.27	19.2	3.36

Örnek C'nin elastik modülü 97.222'dir.

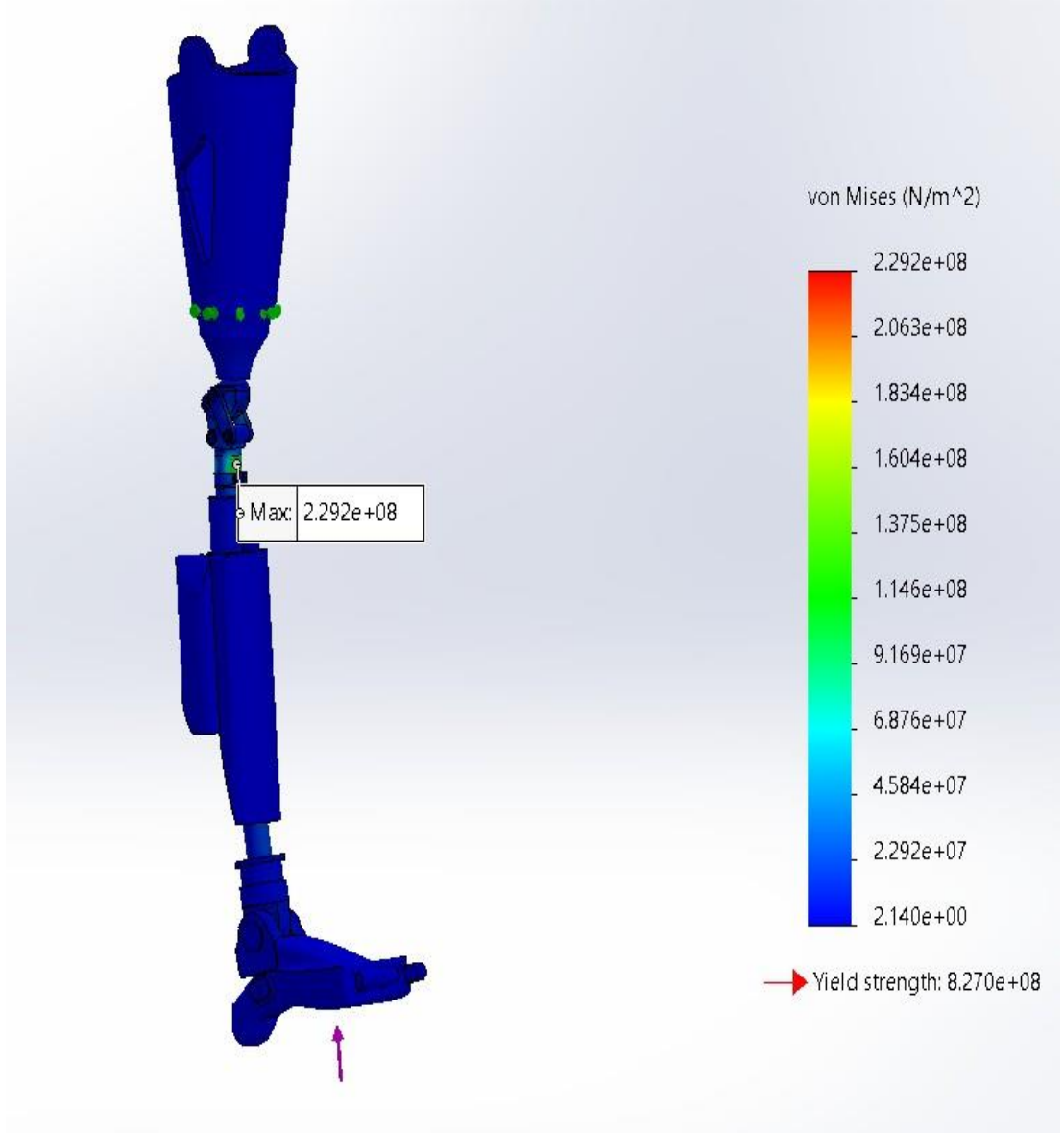
### 3.3. SOLIDWORKS KULLANARAK SİMÜLASYON ANALİZİ

Bu projede, karbon kaplamayla güçlendirilmiş bir 3D yazıcı ile üretilen protez uzvun yapısal bütünlüğünün ve basınç dağılımının değerlendirilmesi için detaylı bir simülasyon gerçekleştirildi. Temel amaç, protez uzvun, ortalama bir yetişkinin ağırlığına ve hareketine nasıl yanıt verdiğini değerlendirmektir, özellikle de en yüksek stres konsantrasyonu alanlarına dikkat edilerek.

Simülasyon, protez uzvun üç farklı ağırlık altında test edilmesini kapsadı: 60, 80 ve 100 kilogram. Her ağırlık, bireyler arasında yaygın olarak karşılaşılan bir aralığı temsil ediyordu. Deney, protez uzvunun değişen yükler altındaki performansına dair içgörüler sağlamayı amaçlıyordu.

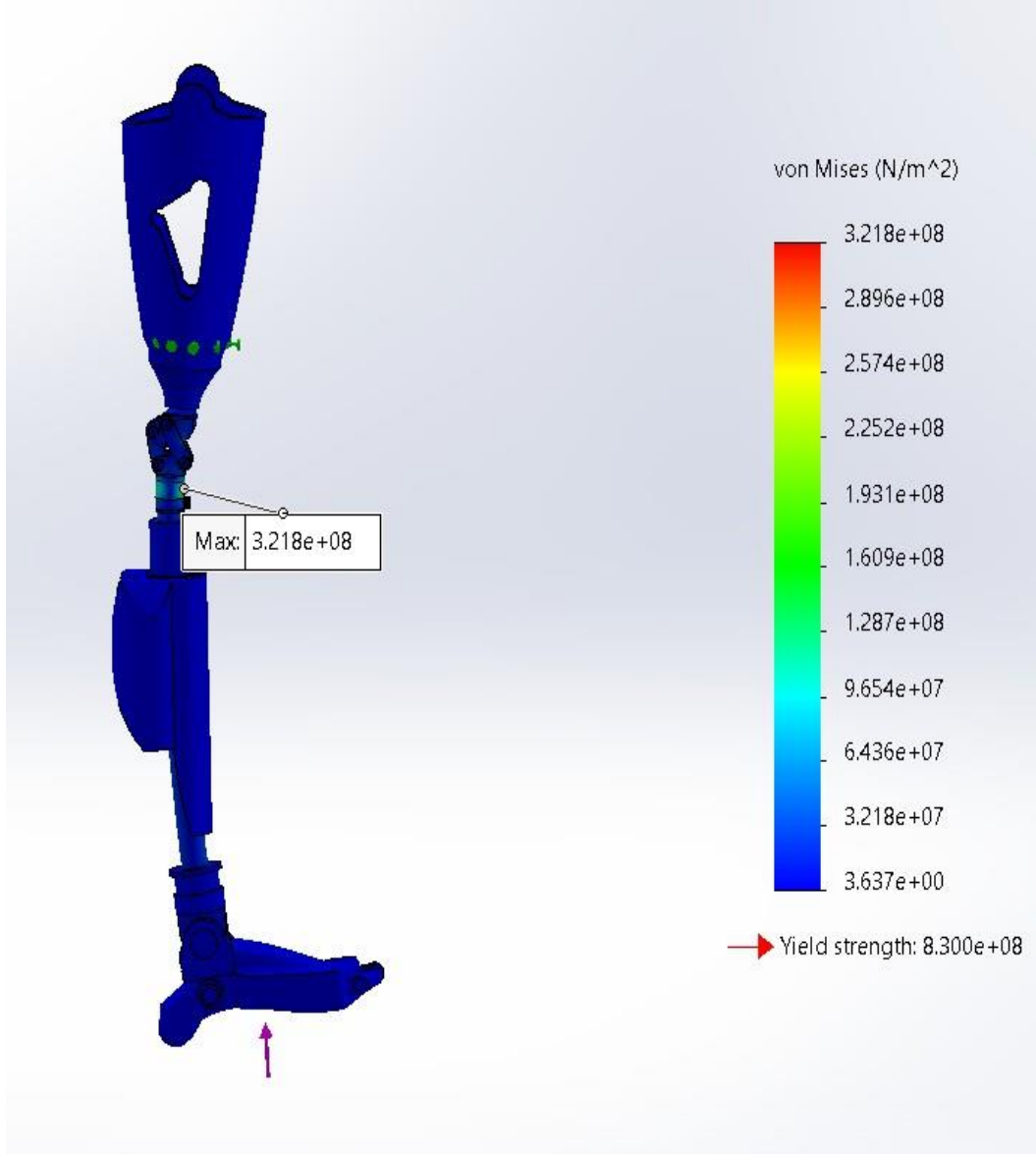
Simülasyon, protez uzvunun hassas bir modellemesiyle başladı, PLA baz malzemesi dahil edildi. Soket, pylon, diz eklemi ve ayak gibi tüm kritik bileşenler, farklı yük koşulları altında kapsamlı bir analiz sağlamak için modele dahil edildi. Gerçek hayat senaryolarını simüle etmek için, 60, 80 ve 100 kilogram ağırlığındaki bireylerin ağırlıklarına eşdeğer kuvvetler protez uzvuna uygulandı. Bu kuvvetler, yaklaşık olarak sırasıyla 588,6 N, 784,8 N ve 981 N idi ve yürüme, durma ve hareketler arasında geçiş yapma gibi aktiviteleri taklit etmek için farklı noktalara dağıtıldı. Sonuçlar Şekil 8, 9 ve 10'da gösterilmiştir.

1. 60 kg'da



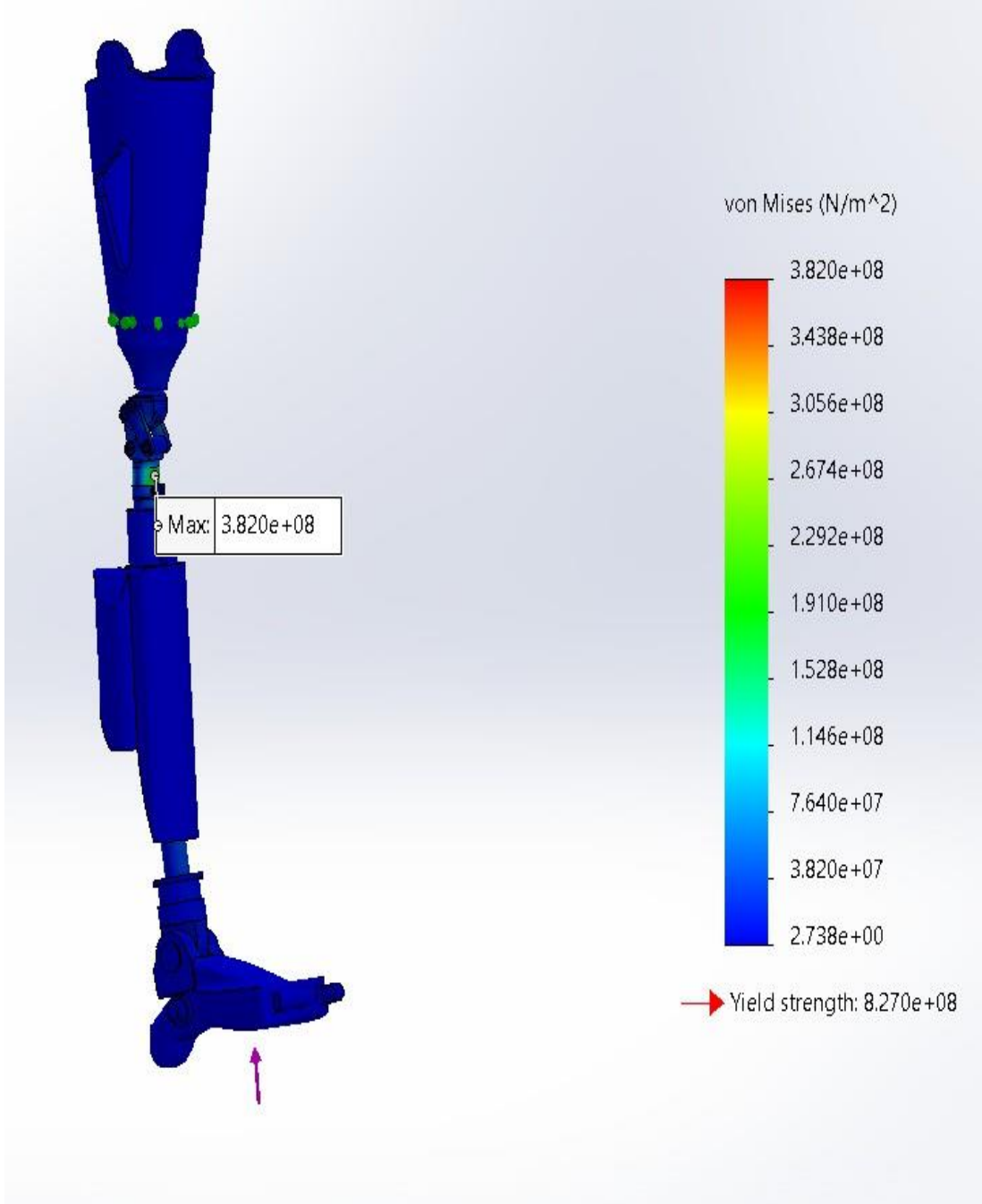
Şekil 3. 4: 60 kilogramda protez üzerindeki basınç sonuçları

## 2. 80 kg'da



Şekil 3. 5: 80 kilogramda protez üzerindeki basınç sonuçları

### 3. 100 kg'da



Şekil 3. 6: 100 kilogramda protez üzerindeki basınç sonuçları

Simülasyondan elde edilen önemli bir bulgu, en büyük baskıyı yaşayan bölge olarak dizin belirlenmesiydi. Bu sonuç oldukça önemli çünkü diz eklemi, protez uzuvlarda doğal hareketi sağlamak ve aktiviteler sırasında önemli yükleri taşımak için hayati bir bileşendir. Dizdeki yüksek basınç yoğunluğu, özellikle yürüme veya

merdiven çıkma gibi bükülme ve esneme içeren aktiviteler sırasında bu eklemin önemli bir stres altında olduğunu gösterir.

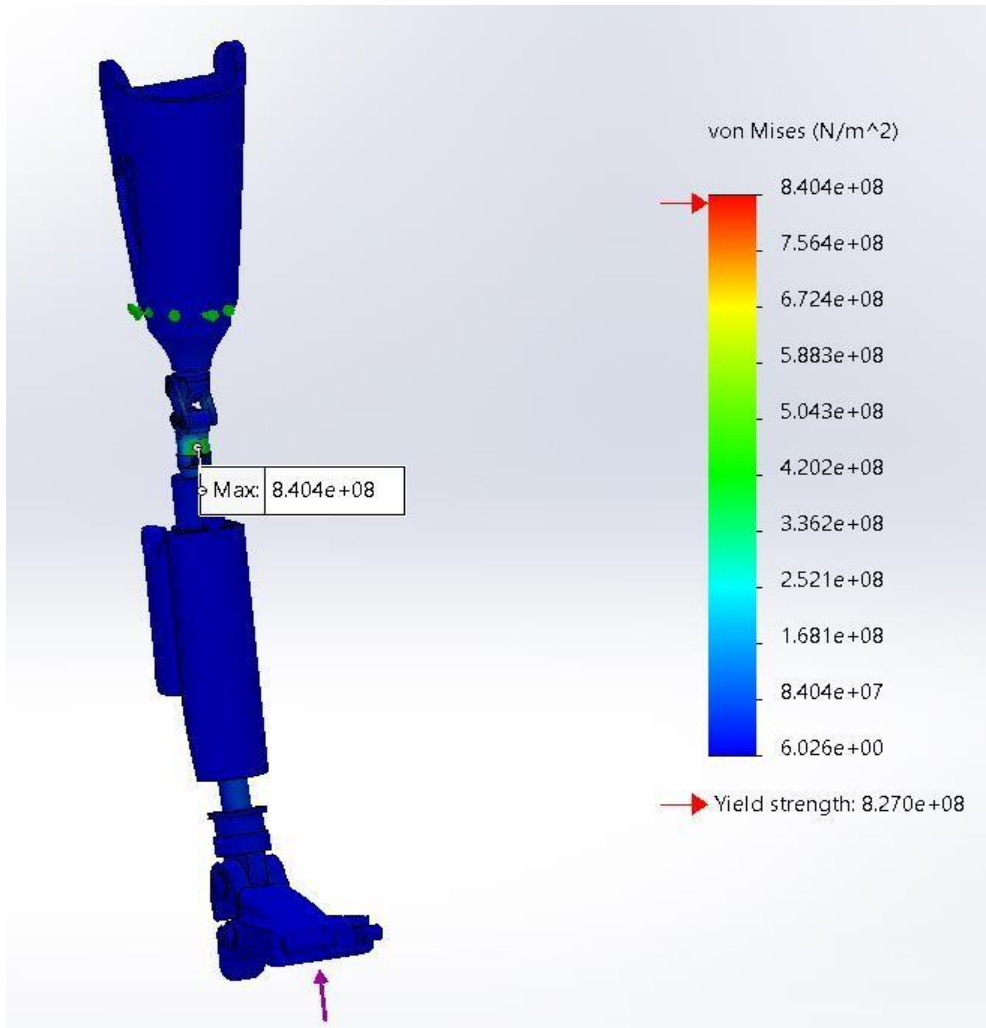
Gerilim analizi, uygulanan kuvvetin diz eklemi nasıl etkilediğini, yeterince ele alınmadığı takdirde malzeme yorgunluğuna veya arızaya yol açabilecek yüksek gerilim yoğunluklarını gösterdi. Deformasyon analizi, yük altında diz eklemi nasıl deforme olduğunu, bükülme derecesini ve uzvun genel performansı ve dayanıklılığı üzerindeki potansiyel etkisini ortaya koydu. Diz eklemi bu stresi aşırı deformasyon olmadan taşıma yeteneği, uzvun işlevselliğini korumak ve kullanıcı konforunu sağlamak için kritiktir.

Simülasyonda, diz eklemi 60, 80 ve 100 kilogramlık değişen ağırlıklara tabi tutuldu. Maksimum yük kapasitesini belirlemek için ağırlık kademeli olarak 220 kilografa kadar artırıldı. Bu ağırlıkta yield strength'in aşıldığı ve diz eklemi optimal stres eşiğini geçtiği gözlemlendi. Sonuç olarak, diz taşıyabileceği maksimum yük 220 kilogram olarak belirlendi.

Bu bulgulara yanıt olarak, diz bölgesini güçlendirmek için ek tasarım düzenlemeleri yapılabilir. Bu, diz eklemi geometrisinin optimize edilmesini, karbon kaplamanın kalınlığının artırılmasını veya yükü daha eşit dağıtmak için ek destek yapıların eklenmesini içerebilir. Karbon kaplamanın kullanımı bu bağlamda özellikle faydalı olmuştur çünkü yüksek mukavemet-ağırlık oranı ve mükemmel mekanik özellikleri, diz eklemi yüksek basınçlara ve tekrarlanan yüklemeye döngülerine dayanma kapasitesini önemli ölçüde artırmıştır.

Ayrıca simülasyon, eklem hizalamasının ve protez uzuvun farklı bileşenleri arasındaki etkileşimin önemini vurguladı. Diz eklemi uzvun geri kalanıyla doğru hizalanması ve entegrasyonu sağlanarak doğal bir yürüyüş elde etmek ve protezin herhangi bir parçasına gereksiz stres yüklemekten kaçınılır. Bu bütünsel tasarım ve analiz yaklaşımı, daha sağlam ve güvenilir bir protez uzuv yaratmada yardımcı olur.

Bu simülasyonu gerçekleştirerek, proje yalnızca kritik stres noktalarını belirlemekle kalmadı, aynı zamanda protez uzvun dayanıklılığını ve işlevselliğini artırmak için tasarımı iyileştirmeye yönelik değerli veriler sağladı. Diz eklemindeki basınç dağılımı analizinden elde edilen bulgular, protez uzuvların geliştirilmesinde kapsamlı testlerin ve optimizasyonun gerekliliğini vurgulamaktadır. Sonuç olarak, bu yaklaşım, amputelerin yaşam kalitesini artıran yüksek kaliteli, rahat ve güvenilir protez çözümlerinin oluşturulmasına katkıda bulunur.



Şekil 3. 7: 220 kilogramda protez üzerindeki basınç sonuçları

## SONUÇ

Bu proje, PLA (Polilaktik Asit) kullanılarak güçlendirilmiş bir karbon katmanı ile maliyet etkin, hafif bir protez uzuvun geliştirilmesini başarıyla araştırdı. PLA'nın 3D baskı özelliklerini ve biyo uyumluluğunu kullanarak, karbon kaplamasının sağladığı artırılmış dayanıklılıkla birleştirildiğinde, projenin amacı, kuvvet, ağırlık ve kullanıcı konforunu optimize eden bir protez uzvu oluşturmaktır.

Yöntem, SolidWorks kullanılarak detaylı bir tasarım oluşturmayı, PLA bileşenlerini 3D olarak basmayı ve protez uzvun yüzeyine karbon bir katman uygulamayı içeriyordu. Protez uzvun performansını, konforunu ve işlevselliğini titizlikle değerlendirmek için kapsamlı mekanik testler ve kullanıcı deneyleri yapıldı. Çalışma özellikle, 3D baskılı PLA örneklerinin mekanik özellikleri üzerinde baskı yönelimi ve tavlama işleminin etkilerini araştırdı. Elastik modülün, yönelime bağlı olarak değiştiği, Y yönlü en yüksek olduğu ve Z yönlü en düşük olduğu bulundu. Ayrıca, farklı sıcaklıklarda tavlamanın (50°C, 70°C, 90°C) mekanik özellikleri iyileştirdiği, en yüksek mekanik dayanıklılığın 90°C'de gözlemlendiği belirlendi.

Beklenen sonuçlar, dayanıklı ve hafif bir protez uzvu oluşturulması ve geleneksel protez malzemelerine maliyet etkin bir alternatif sunulmasıydı, bu da kullanıcı merkezli tasarımın artırılmış konfor ve işlevsellik için sağlanmasıyla sağlandı. Bu araştırma, PLA'nın karbon kaplaması ile birleştirilerek uygun maliyetli ve sağlam protez çözümleri oluşturma potansiyelini gösterdi ve protezler alanına önemli katkılar sağladı. Bulgular, PLA'nın mekanik özelliklerini geliştirmede baskı yöneliminin ve tavlama süreçlerinin önemini vurgulayarak, protez uzuv tasarımı ve üretiminde gelecekteki yenilikler için yol açmaktadır.

Bu çalışmanın önemi, protez teknolojisindeki devrim niteliğindeki değişimleri teşvik etme potansiyelinde yatar. Geleneksel protezler sıklıkla ağırlık ve kullanıcı konforu gibi sorunlarla karşılaşırken, bu çalışma, yeni malzeme ve üretim tekniklerinin kullanımıyla bu sorunlara çözüm getirme yolunda önemli bir adım olmuştur. PLA ve karbon kaplaması kombinasyonu, dayanıklılık ve hafiflik gibi kritik özellikleri bir araya getirerek protez kullanıcılarının yaşam kalitesini artırabilir.

Bununla birlikte, çalışma sırasında karşılaşılan bazı zorluklar da vardı. Özellikle, malzeme kombinasyonunun optimize edilmesi ve üretim sürecinin

hassaslığı gibi konularda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca, kullanıcı deneyleri ve geri bildirimlerinin daha geniş bir örnekleme üzerinde yapılması, protez tasarımının ve kullanılabilirliğinin daha geniş bir kitleye uyarlanmasına yardımcı olabilir.

Sonuç olarak, bu proje, protez teknolojisinde yeni bir dönemi işaret etmektedir. Maliyet etkin, sağlam ve kullanıcı dostu protezlerin geliştirilmesi, bu alandaki araştırmaların gelecekteki yönünü şekillendirebilir. PLA ve karbon kaplaması gibi yenilikçi malzeme kombinasyonları, protez kullanıcılarının hayatlarını olumlu yönde etkileyebilir ve onlara daha iyi bir yaşam kalitesi sunabilir. Bu çalışma, sadece protez teknolojisinde değil, aynı zamanda biyomedikal mühendisliği alanında da önemli bir ilerleme olarak kabul edilmelidir.

### **TARTIŞMALAR**

Ofistike malzemeleri kullanan gelişmiş teknolojilere sahip protezler sunmaktadır. Bu tür malzemelerin üretimi maliyetlidir, bu da protezin fiyatını artıracaktır. Dahası, kullanıcıların protezdeki birçok özelliği kullanmasına izin vermek için şarj edilebilir piller eklemektedirler. Bu özelliklerden bazıları, kullanıcının protez bacağına bilgisayarına bağlanmasına ve farklı modları seçmesine olanak tanır. Bu modlardan bazıları koşu, yürüyüş ve egzersizdir. Dahası, piller ve telefon uygulaması, protezin bilgisayarının bacağına amortismanını ve tekme hareketini ayarlamasına olanak tanır. Bu gelişmiş özellikler ve malzemeler, bu tür protezleri karmaşık ve rafine yapmış, nihayetinde ürünün fiyatını önemli ölçüde artırmıştır.

Ancak, benim protezim çok daha basit ve kaliteden ödün vermiyor. Ben, pilleri olmayan tamamen mekanik bir protez sunuyorum, bu da fiyatı düşürmemi sağlayacak. Bu tasarım, günlük kullanımda güvenilirlik ve dayanıklılık sunarken aynı zamanda bakım ve kullanım kolaylığı sağlar. Bu sayede, protez ihtiyacı olan kişilere daha uygun maliyetli bir seçenek sunarak yaşamlarını kolaylaştırmayı hedefliyorum.

## **PROJENİN GELECEK VİZYONU**

Bu projede gelecekte yapılacak çalışmalar, protez uzvun performansını daha da artırmak için kullanılan malzemeleri ve baskı teknolojilerini optimize etmeye odaklanmalıdır. Kompozit malzemeler ve grafen gibi gelişmiş kaplamaların incelenmesi, PLA'nın hafif özelliklerini korurken dayanıklılığı ve işlevselliği önemli ölçüde artırabilir. Ayrıca, çoklu malzeme 3D baskı tekniklerinin araştırılması ve katman yüksekliği gibi baskı parametrelerinin optimize edilmesi, güç, ağırlık ve üretim verimliliği arasında ideal bir denge sağlamaya yardımcı olacaktır. Biyomekanik testler, gerçek yaşam koşullarını simüle etmek ve uzun vadeli yorgunluk direncini değerlendirmek için dinamik yüklemeyi içermelidir, kullanıcıya özgü özelleştirme, protez uzvun her bireyin benzersiz ihtiyaçlarını karşıladığından emin olabilir.

Farklı amputelerden oluşan çeşitli bir grupla genişletilmiş kullanıcı denemeleri, rahatlık, işlevsellik ve dayanıklılık hakkında değerli geri bildirimler sağlayacak, böylece tekrarlayan tasarım iyileştirmeleri yapılabilir. Sensörler ve Nesnelerin İnterneti gibi akıllı teknolojilerin entegrasyonu, gerçek zamanlı performans izleme sağlayabilir, veriye dayalı iyileştirmelere yol açabilir ve aktüasyon sistemlerinin entegrasyonu daha doğal ve verimli hareketlere imkan tanıyabilir. Sürdürülebilirlik düşünceleri de önemlidir; hem PLA hem de karbon kaplama için tamamen geri dönüştürülebilir veya biyolojik olarak parçalanabilir malzemelerin kullanılması ve atık yönetim stratejilerinin geliştirilmesi, protez uzvun çevresel etkisini artıracaktır. Son olarak, düzenleyici ve güvenlik standartlarına uygunluğun sağlanması ve ilgili sertifikaların alınması, geliştirilen protez çözümlerinin daha geniş bir kabul görmesine ve güvenilirliğine katkıda bulunacaktır. Bu önerilerin ele alınmasıyla, proje daha etkili, dayanıklı ve kullanıcı dostu protez uzuvlar oluşturmada önemli adımlar atabilir.

## KAYNAKÇA

- Peke Waihanga** . (2021). <https://www.pw.co.nz/products/categories/knee-joints/manual-locking-knee> adresinden alındı
- (2019). A Brief History of Carbon Fiber. Dragon Plate.
- Abington, G.** (2020). TWI global. <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-pla#Properties> adresinden alındı
- Ahmed, A. &** (2021). A Review of Carbon-Based Materials and Their Coating Techniques for Biomedical Implants Applications. Carbon Letters.
- AKAY, H.** (2019). Kitap. İstanbul: FSMVÜ.
- Aotearoa. (2021). Prosthetic Feet. physio pedia.
- apc prosthetics.** (2020). <https://apcprosthetics.com.au/advanced-lower-limb-prosthetic-services/> adresinden alındı
- Bacon, E. &** (2021). The History of Carbon Fiber. composite envisions.
- Ballit, A.** (2020). Design and manufacturing process optimization for prosthesis of the lower limb. HAL portal theses.
- Behera, A. &** (2022). Diamond-Like Carbon (DLC) Coatings: Classification, Properties, and Applications. Applied Sciences.
- Behera, A., Mallick, P., & Mohapatra.** (2020). In Corrosion Protection at the Nanoscale. Nanocoatings for anticorrosion.
- Berger W, e. a.** (2016). Gait Assessment. Massage Therapy Reference.
- Brandt A, W. Y.** (2021). Prosthetic Knees. physio pedia.
- Chen, Z.** (2022). Carbon Coating Method. encyclopedia.
- Dunkin, M. A.** (2022). Amputation Overview. Web MD.
- Dupes, B.** (2020). Prosthetic Knees. physio pedia.
- Dupes, B.** (2021). Prosthetic Knee Systems. amputee coalition.
- Dupes, B.** (2023). Prosthetic Knee Systems. amputee coalition.
- Dyer, B. T.** (2019). Prostheses—Assistive Technology—Sports. sciencedirect.
- Ebrahimi, F.** (2019). A Brief History of Carbon Fiber. dragon plate.
- Goe, P. B.** (2017). Carbon Fibres: Production, Properties and Potential Use. material science journal.
- Gorino, C.** (2020). A Short History of Prosthetics. synergy dmepos.

- Grabowska, K.** (2019). sourcegreen. <https://www.sourcegreen.co/plastics/pla-did-it-start-the-bioplastics-trend/> adresinden alındı
- Harris, R. I.** (tarih yok). The History and Development of Syme's Amputation. oandp library.
- Hettinger.** (2020). medical expo. <https://www.medicalexpo.com/prod/college-park/product-74912-754290.html> adresinden alındı
- Hettinger.** (tarih yok). medical expo. <https://www.medicalexpo.com/prod/college-park/product-74912-754290.html> adresinden alındı
- Holz, A.** (2020). Prosthetic Leg Fit: Types of Knee Prosthesis for Leg Amputations. propel physiotherapy.
- Holz, A.** (2022). Prosthetic Leg Fit: Types of Knee Prosthesis for Leg Amputations. propel physiotherapy.
- Hossein Ramezani Dana, F. E.** (2022). Synthesis, properties, and applications of polylactic acid-based polymers. INSPIRING PLASTICS PROFESSIONALS.
- Huang, X.** (2019). Fabrication and Properties of Carbon Fibers. National Library of Medicine.
- J, M.** (2016). Prosthetic Feet. amputee coalition.
- Jasper.** (2020). Prosthetics – An Education Of Artificial Limbs And Limb Replacement For Amputees.
- Lalit Ranakoti, B. G.** (2022). Critical Review on Polylactic Acid: Properties, Structure, Processing, Biocomposites, and Nanocomposites. National Library of Medicine.
- Leimkuehler Oandp.** (2020). <https://leimkuehleroandp.com/knees/> adresinden alındı
- Medicale Xpo.** (2021). <https://www.medicalexpo.com/prod/college-park/product-74912-457768.html> adresinden alındı
- Michael J. Quigley, C.** (2020). Prosthetic Management: Overview, Methods, and Materials. O&P Virtual Library.
- Michael J. Quigley, C.** (2021). Prosthetic Management: Overview, Methods, and Materials. O&P Virtual Library.
- Museum, A.** (2023). Prosthetics through the ages. National Library of Medicine.
- Ortho Active.** (2022). <https://orthoactive.com/product/stg-1318-single-axis-knee-with-manual-lock/> adresinden alındı
- Ottobock.** (2015). <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet--Mechanical/SACH-Foot-Men-18mm-Toes/p/1S66> adresinden alındı

- Pamela Gallagher 1, M.-A. O.** (2012). Environmental barriers, activity limitations and participation restrictions experienced by people with major limb amputation. National Library of Medicine.
- Proted Global.** (2020). <https://www.protedglobal.com/detay/urunler/supra-pneumatic-polycentric-knee-joint/204237> adresinden alındı
- Ramos, V.** (2015). Introduction to Prosthetic Limbs . Liberty University.
- Rawlinson, C.** (2016). news. <https://www.abc.net.au/news/2016-04-21/how-war-amputees-drove-the-prosthetics-industry/7342626> adresinden alındı
- Rebin, A. A.** (2023). Design development and analysis of pylon prosthesis through reverse engineering. science direct.
- Roadrunner Foot.** (2019). <https://www.roadrunnerfoot.com/product/single-axis-knee-joint-with-friction/> adresinden alındı
- Roy, R.** (2007). Biomedical Applications of Diamond-Like Carbon Coatings: A Review. Journal of Biomedical Materials.
- Stngco.** (2021). <https://stngco.com/product/polycentric-4-bar-mechanical-knee-2/> adresinden alındı
- Sujatha, T. A.** (2016). A method for performance comparison of polycentric knees and its application to the design of a knee for developing countries. sage journal.
- Thompson, D.** (2006). prosthetic components. ouhsc.
- Vincent DeStefano, S. K.** (2020). Applications of PLA in modern medicine. science direct.
- Way, L.** (2023). What is Carbon Fibre. piran composites.
- Way, L.** (2023). What is Carbon Fibre. piran composites.
- Whittle, J. R.** (2012). Whittle's Gait Analysis. Whittle's Gait Analysis. içinde
- Wochenschrift, W. K.** (2024). physio pedia. <https://www.physio-pedia.com/Gait> adresinden alındı
- Xometry, T.** (2022). PLA (Polylactic Acid): Definition, Applications, and Different Types. xometry.
- Xometry, T.** (2023). Carbon Fiber: Definition, Properties, Applications, and Uses in 3D Printing. xometry.
- Zepeda, E.** (2022). What Is a Prosthetic Socket: Function & Fitting. primecare prosthetics.

**Ziling Chen, 1. Q.** (2022). Carbon-Coatings Improve Performance of Li-Ion Battery.  
National Library of Medicine.

**Ziling Chen, Q. Z.** (2022). Carbon-Coatings Improve Performance of Li-Ion Battery.  
National Library of Medicine.