

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YÜRÜME PROBLEMLİ NÖROLOJİK HASTALAR İÇİN
YÜRÜME-OTURMA YARDIMCILI DIŞ İSKELET
SİSTEMİNİN TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

HÜSNİYE ÖZGE ZENGİN

KOCAELİ 2022

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YÜRÜME PROBLEMLİ NÖROLOJİK HASTALAR İÇİN
YÜRÜME-OTURMA YARDIMCILI DIŞ İSKELET
SİSTEMİNİN TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

HÜSNİYE ÖZGE ZENGİN

Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU
Danışman, Kocaeli Üniv.

.....

Dr. Öğr. Üyesi Talip ÇELİK
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniv.

.....

Prof. Dr. İhsan KORKUT
Jüri Üyesi, Gazi Üniv.

.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 23.06.2022

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez/proje çalışmada,

- Bu tezin/projenin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin/Projenin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez/proje çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

☐ Bu tez/proje çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum/kuruluş tarafından maddi/alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.

☒ Bu tez/proje çalışması kapsamında üretilen veri ve bilgiler Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından 2019/1642 no'lu proje kapsamında maddi/alt yapı desteği alınarak gerçekleştirilmiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

.....

Hüsniye Özge ZENGİN

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/projemin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin/projemin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanımı bana ait olacaktır.

Tezin/projenin kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin/projenin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim kurulu tarafından yayınlanan **“Lisanüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli Üniversitesi Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- ☐ Enstitü yönetim kurulu kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.
- ☐ Enstitü yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir.
- ☒ Tezim/projem ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

.....

Hüsniye Özge ZENGİN

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tezimin başından sonuna kadar desteğini esirgemeyen tez danışanım Prof. Dr. Yasin Kişioğlu'na, tezimin montaj bölümlerinde yardımcı olan Novimod ailesine çok teşekkür ederim. Son olarak bu süreçte beni yalnız bırakmayan biricik eşim Abdullah Zengin'e, biricik oğlum Ertuğrul Zengin'e, annem Handan Gültekin'e, babam Bülent Gültekin'e sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2019/1642

Haziran - 2022

Hüsniye Özge ZENGİN



İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI.....	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
TABLOLAR DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Yürüme Hareketi Terimleri ve Anlamları.....	6
2.1.1. İnsan Anatomik Pozisyonu.....	6
2.1.2. İnsan Vücut Ağırlık Merkezi (VAM)	6
2.1.3. Yer Tepkimesi kuvvet Vektörü (YTKV)	7
2.2. Yürüme ve Yürüme Bozukluğu	8
2.3. Yürüme Döngüsü.....	10
2.3.1. Duruş Fazı ve Aşamaları.....	11
2.3.2. Salınım Fazı ve Aşamaları	15
2.3.3. Çift Destek Fazı	17
2.4. Yürüme Analizi	18
2.4.1. Yürüme Analizi Kullanım Nedenleri.....	19
2.4.2. Yürüyüş Analizi Sistemleri Birimleri	19
2.4.3. Yürüyüş Analizi Laboratuvarında Kullanılan Değerlendirme Yöntemleri	21
2.4.4. Normal Eklemdeki Yüklenmeler	22
2.4.5. Alt Ekstremitede Bulunan Kemiklerin Yürüme Sırasındaki Kinematik Hesaplaması	23
2.5. Dış İskelet Sistemleri	30
2.5.1. Yürüyüş Rehabilitasyonu İçin Alt Ekstremit Dış İskeletleri	32
2.5.2. İnsan Hareket Yardımı İçin Alt Ekstremit Dış İskeletleri	34
2.5.3. Antropometri	37
2.5.4. Chairless Chair	38
2.6. Cırcırt Bantlar.....	40
2.7. 3B Yazıcı Teknolojisi	40
2.7.1. FDM (Fused Deposition Modeling) Teknolojisi	42
2.8. Biyomalzemelerin Tarihi	43
2.9. Biyomalzemeler.....	43
2.10. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	46
2.10.1. Metaller	46
2.10.2. Seramikler.....	48
2.10.3. Polimerler	49
2.10.4. Kompozitler.....	53
2.11. Amortisör	53
2.11.1. Amortisörlerin Yapıları ve Çeşitleri	54

2.11.2. Gazlı Amortisör	54
2.11.3. Gazlı Amortisörlerin Çalışma Prensibi	56
3. MALZEME VE YÖNTEM	57
3.1. Kullanılan Filament Türü	59
3.2. Kullanılan Yazıcının Özellikleri	60
3.3 Dış İskelet Prototipinde Kullanılan Malzemeler	62
4. GELİŞTİRİLEN SİSTEMİNİN PROTOTİP İMALATI VE UYGULAMASI	63
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	75
KAYNAKLAR	78
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER	83
ÖZGEÇMİŞ	84



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Anatomik Pozisyon	7
Şekil 2.2. Vücut Ağırlık Merkezi.....	7
Şekil 2.3. Yer Tepkimesi kuvvet Vektörü.....	8
Şekil 2.4. Yürüme döngüsü aşamaları	11
Şekil 2.5. Yürümenin fazları ve döngüdeki sürelerinin oranları	11
Şekil 2.6. Yürüme döngüsü esnasında salınım ve duruş fazının bölümleri	11
Şekil 2.7. Duruş fazı alt evreleri ve yüzdeleri	12
Şekil 2.8. Topuk Teması	13
Şekil 2.9. Ayağın Tam Teması	13
Şekil 2.10. Duruş Fazı Ortası	14
Şekil 2.11. Topuk Ayrılışı.....	14
Şekil 2.12. Parmakların Ayrılışı	15
Şekil 2.13. Salınım fazı alt evreleri ve yüzdeleri.	15
Şekil 2.14. Hızlanma Evresi	16
Şekil 2.15. Salınım Fazı Ortası.....	16
Şekil 2.16. Salınım Fazı Sonu	17
Şekil 2.17. Çift Destek Fazı.....	18
Şekil 2.18. Yürüyüş Analiz Sistemi.....	20
Şekil 2.19. Standart anatomik pozisyonundaki insan vücudu ve üç anatomik düzlem: sagittal, koronal ve transvers.	21
Şekil 2.20. Gözleme dayalı analiz	22
Şekil 2.21. Diz eklemine ait örnek kinematik verilerin yürüyüş analizi yardımıyla toplanması.....	23
Şekil 2.22. Alt ekstremitenin iskelet yapısının yük taşıma yerleri ve parçaları.	24
Şekil 2.23. Yürüme çevriminin bir tam turu ve evreleri	25
Şekil 2.24. Alt ekstremitede bulunan iskelet sistemi kinematik yapısı ve mekanizması.....	26
Şekil 2.25. Femur kuvvet incelemesinin serbest cisim diyagramı.....	27
Şekil 2.26. Diz altı kemiklerinin serbest cisim diyagramı	29
Şekil 2.27. V. Yürüme evresindeki diz eklemi kemiklerinin serbest cisim diyagramı.....	29
Şekil 2.28. Lokomat yürüyüş rehabilitasyon robotu.....	33
Şekil 2.29. The Robotic Orthosis Lokomat	33
Şekil 2.30. ALEX III Gait Rehabilitation Robot.	34
Şekil 2.31. Ekso Dış İskeleti.....	34
Şekil 2.32. Rewalk cihazının temel yapılandırması.	35
Şekil 2.33. Rewalk	36
Şekil 2.34. Hong Kong Çin Üniversitesi'nde geliştirilen alt ekstremit dış iskeleti.....	37
Şekil 2.35. Chairless Chair	39
Şekil 2.36. Örnek Chairless chair imalatı.....	39
Şekil 2.37. Cırt cırt bant a) kancalı şerit b) halkalı şerit.	40
Şekil 2.38. Birleştirmeli yığma modeli çalışma diyagramı.....	42
Şekil 2.39. FDM Teknolojisi Örnek Çalışmalar.	43
Şekil 2.40. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.....	46

Şekil 2.41. Hammaddeden polilaktide akış şeması	50
Şekil 2.42. Polilaktik asit malzemeli ürünler	51
Şekil 2.43. Gazlı Amortisör Bileşenleri	55
Şekil 2.44. a) Lift amortisör b) Bloklift amortisör.....	55
Şekil 2.45. Amortisörlerin çalışma şekli	56
Şekil 3.1. Oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi	58
Şekil 3.2. Geliştirilen dış iskelet sisteminin a) yandan görünüşü b) önden görünüşü A. Yürümeye yardımcı kısmın beli saran bölümü B. Yürümeye yardımcı kısmın üst bacağı saran bölümü C. Yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı saran bölümü D. Tabanlık E. Pnömatik pistonlar F. Oturma alanı G. Oturmaya yardımcı kısmın üst bacağı saran bölümü H. Oturmaya yardımcı kısmın alt bacak bölümü.	59
Şekil 3.3. a) Kullanılan 3B yazıcı b) 3B yazıcı baskı işlemi	60
Şekil 4.1. Yürümeye yardımcı kısım 3 boyutlu yazıcı çıktısı	64
Şekil 4.2. Oturmaya yardımcı kısım 3 boyutlu yazıcı çıktısı	64
Şekil 4.3. Ayak kısmı 3 boyutlu yazıcı çıktıları (a) ayak bağlantı parçaları 1 (b) ayak bağlantı parçaları 2 (c) tabanlık kısmı	65
Şekil 4.4. (a) Örgü bant (b) Cırt-cırtlı bant (c) Dikilen kayış.....	66
Şekil 4.5. Oturmaya yardımcı kısım montaj hali	66
Şekil 4.6. Oturma alanının a) önden görünümü b) yandan görünümü.....	67
Şekil 4.7. Torna makinesinde kesilen kestamid.....	67
Şekil 4.8. Yürümeye yardımcı kısım montaj hali	68
Şekil 4.9. Geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi uygulaması önden görünüş	69
Şekil 4.10. Oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin yan- arka görünüşü	70
Şekil 4.11. Geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin yürüme döngüsü sırasındaki pozisyonu	71
Şekil 4.12. Taşlama İşlemi	71
Şekil 4.13. (a) Metal bağlantı parçasının aparatları (b) metal bağlantı ara parçası (c) Ayak bağlantı parçası 2	73
Şekil 4.14. Ayak bağlantı parçası 1 a) Kırılmış hali b) Tamir edildikten sonraki hali	74
Şekil 4.15. Geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin oturma durumundaki pozisyonu	74

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Robotik rehabilitasyon gören hastaların yaş ve cinsiyete göre gruplandırılması.....	5
Tablo 2.2. Robotik rehabilitasyon gören hastaların yaşlara göre ek hastalıkları	5
Tablo 2.3. 3 boyutlu Bilgisayarlı Yürüme Analizi cihazının kullanıldığı bölümler	19
Tablo 2.4. Dış İskeletlerin genel olarak sınıflandırılması.	32
Tablo 2.5. 3B yazıcıların genel özellikleri	41
Tablo 2.6. 3B Yazdırma Teknolojisi Adımları.....	41
Tablo 2.7. 3 boyutlu yazıcıların kullanılan üretim tekniğine göre sınıflandırılması.	42
Tablo 2.8. Biyomalzemelerin Tarihi	44
Tablo 2.9. Biyomedikal ürünlerde kullanılan yapay ve doğal ürünler.....	45
Tablo 2.10. Biyometalik malzemelerin yoğunlukları	47
Tablo 2.11. Bazı biyometalik malzeme ve farklı özellikleri	48
Tablo 2.12. Bazı polimer örnekleri ve kullanım alanları	50
Tablo 2.13. PLA malzemesinin fiziksel ve mekanik özellikleri.....	51
Tablo 2.14. ABS ve PLA malzemelerinin ısı özellikleri	53
Tablo 2.15. ABS ve PLA malzemelerinin mekanik özellikleri.....	53
Tablo 3.1. PLA malzemesinin Isıl özellikleri.....	60
Tablo 3.2. 3B yazıcı ile alınan prototip dış iskelet parçaları ve adetleri.....	61
Tablo 3.3. Kullanılan 3B yazıcı teknik özellikleri.....	61
Tablo 3.4. Yürüme problemlili kişiler için oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi prototipinde kullanılan malzemeler	62

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

σ_c	:	Çekme Dayanımı (MPa)
ρ	:	Yoğunluk (gr/cm ³)
MVI	:	Erime Akış İndeksi (cm ³ /10 dk)
T	:	Tork
α	:	Açısal ivme
ω	:	Açısal hız

Kısaltmalar

ABS	:	Akrilonitril Butadin Stiren
EMG	:	Elektromiyografi
FDM	:	Fused Deposition Modeling (Eriyik Yığılma Modelleme)
PLA	:	Polilaktik Asit
SCI	:	Omurilik Yaralanması
VAM	:	Vücut Ağırlık Merkezi
YTKV	:	Yer Tepkimesi Kuvvet Vektörü

YÜRÜME PROBLEMLİ NÖROLOJİK HASTALAR İÇİN YÜRÜME-OTURMA YARDIMCILI DIŞ İSKELET SİSTEMİNİN TASARIMI VE PROTOTİP İMALATI

ÖZET

Yürümek insanın en önemli yaşam aktivitesidir. Yürüme yeteneği, sosyal ve ekonomik hayata katılım için önemli olsa da nörolojik bozukluklardan olumsuz etkilenebilmektedir. Nörolojik bozukluk yaşayan hastalar, ayakta durma ve yürüme yeteneklerinde kayıplar yaşayabilirler ve bu nedenle günlük aktivitelerini oturarak veya uzanarak yapmak zorunda kalırlar. Yürüme zorluğu çeken hastaların en önemli sorunlarının başında rehabilitasyon hizmeti için hastaneye bağımlı kalmaları gelmektedir. Belli günlerde verilen rehabilitasyon randevuları hastanın pratik yapma alanını ve süresini kısıtlamaktadır. Bunun için günlük hayatta da rahatlıkla kullanabilecekleri hem yürümeye yardımcı hem de istedikleri zaman ve konumda oturabilmelerine destek sağlayan giyilebilir bir dış iskelet mekanizması geliştirilmiştir. Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması olup, tasarımı ve prototip imalatı gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen yürüme sisteminin tasarımı ve 3B katı modellemesi Solidworks2016 programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemin, hastanın bacaklarını arka tarafından saran sistem hastanın oturmasına yardımcı olurken, hastanın bacaklarını yanlardan saran kısımlar ise hastanın yürümesine yardımcı olmakta ve hastanın yan yatmasını (yana devrilmesini) önlemektedir. Böylece, geliştirilen bu sistem ile, bu tür hastalar için iki işlevi (hem oturma hem de yürüme) yerine getiren bir mekanizma olarak ortaya çıkmıştır. Geliştirilen sistemin prototip imalatı, 3B FDM (3 boyutlu Eriyik Yığma Modelleme) tekniği kullanılarak PLA malzemesinden gerçekleştirilmiştir. Prototip olarak üretilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması sağlam bir birey üzerinde giyilerek uygulaması (denemesi) yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Dış İskelet Destek Sistemi, Giyilebilir Alt Ekstremitte Sistemi, Üç Boyutlu İmalat, Yürüme-Oturma Destekli Mekanizma.

DESIGN AND PROTOTYPE MANUFACTURING OF WALKING-SITTING ASSISTED EXOSKELETON SYSTEM FOR NEUROLOGIC PATIENTS WITH WALKING PROBLEMS

ABSTRACT

Walking is the most important life activity of man. Although walking ability is important for participation in social and economic life, it can be negatively affected by neurological disorders. Patients with neurological disorders may experience loss of ability to stand and walk, and therefore have to do their daily activities sitting or lying down. One of the most important problems of patients with walking difficulties is their dependence on the hospital for rehabilitation services. Rehabilitation appointments given on certain days limit the patient's practices and time, as well as their quality of life. For this, a wearable exoskeleton mechanism has been developed, which can be used easily in daily life, both helping them to walk and supporting them to sit whenever and wherever they want. It is a wearable exoskeleton walking mechanism with a sitting aid, and its design and prototype production has been carried out successfully. The design and 3D solid modeling of the developed walking system were carried out using the Solidworks2016 program. The developed system that wraps the patient's legs from the back and lateral sides and helps the patient to walk and sit ability and prevents the patient's tilting problem. Thus, with this developed system, it emerged as a mechanism that fulfills two functions (both sitting and walking) for such patients. The prototype manufacturing of the developed system was made from PLA material using 3D FDM (3D Fused Deposition Modeling) technique. The wearable exoskeleton walking mechanism with a sitting aid, produced as a prototype model, was applied (tested) successfully on a healthy individual person.

Keywords: Biomechanics, Exoskeleton Support System, Wearable Lower Extremity System, Three-Dimensional Production, Mechanism With Walking-Sitting Assist.

1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasında, yürüme yetisini henüz kaybetmiş nörolojik hastaların rehabilite edilerek tekrar yürüme yeteneği kazanabilmeleri için giyilebilir bir dış iskelet sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen giyilebilir dış iskelet sistemi, yürüme problemi yaşayan hastaların bireysel olarak hem yürümelerine yardımcı olmakta hem de hastaların yürüme egzersizleri esnasında istediği yerde ve istediği zamanda oturup dinlenmelerini sağlamaktadır. Dolayısıyla, geliştirilen sistem hastanın hem yürümesine hem de oturmasına yardımcı olabilen iki fonksiyona sahip bir rehabilitasyon mekanizmasıdır. Yani, yürüme ve oturma işlevini bünyesinde birleştiren tek bir giyilebilir rehabilitasyon mekanizmasının tasarımı ve prototip imalatı gerçekleştirilmiştir. Daha önce bu iki işlevi bünyesinde barındıran giyilebilir dış iskelet sistemi bulunmamaktadır. Geliştirilen sistemin yürüme işlevini yerine getiren mekanizma hastanın bacaklarının dış yan (lateral) yüzeyine entegre edilebilen ve yürüme hareketine destek sağlayan alt mekanizmadır. Hastanın yürüme egzersizleri sırasında istediği anda ve istediği yerde yorulduğu zaman oturup dinlenmesine izin veren alt mekanizma hastanın bacaklarının arka (posterior) yüzeyine entegre edilebilen mekanik sistemdir. Dolayısıyla geliştirilen bu giyilebilir sisteme kısaca oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi adı verilmiştir.

Prototip imalatı gerçekleştirilen bu dış iskelet sistemi ile yürüme zorluğu çeken nörolojik hastaların günlük yürüme aktivitelerini rahatça yerine getirebilmelerine yardımcı olunabilmektedir.

Bu tez kapsamında tasarımı ve imalatı gerçekleştirilen yürüme-oturma dış iskelet sisteminin tasarımı, SolidWorks katı modelleme programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yapılan bu mekanik tasarımı daha kullanışlı hale getirmek için geliştirmek, hem uygun maliyetli hem de istenilen özellikleri karşılayabilecek bir malzeme seçilerek prototip imalatı yapılmıştır. İmalatı için gerekli olan malzeme araştırması yapılarak hem uygun maliyetli hem de sağlam bir malzeme olan PLA (polilaktik asit) tercih edilmiştir. Hızlı üretim yapılabilmesi için de 3B eklemeli imalat yöntemi tercih edilmiştir.

Oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi, iki ana bölümden oluşmaktadır. Bunlardan ilki, hastanın ayakta durmasını ve yürümesini destekleyen dış iskelet

destekleyici lateral mekanik sistemi, diğeri ise hasta yürümesi esnasında yorulduğu veya oturma ihtiyacı duyduğunda oturmaya ayarlanabilir sandalye sistemidir.

Söz konusu dış iskelet yürüme-oturma sisteminin 3 boyutlu katı modelleme metodu yardımı ile tasarımı gerçekleştirilmiş ve prototip imalatı elde edilmiştir. Bu sistem iki ana farklı malzemeden imal edilmiştir. Bu malzemeler, katı ve elastik-örgü ip bantlardan oluşmaktadır. Katı elemanlar, dış iskelet sistemi, hastanın ayakta durmasına, yürümesine ve istediği anda oturmasına yardımcı olan ve plastik malzemeden üretilen dış iskelet sistemidir. Elastik ve örgü bantlar ise, örgü tarzı ortez uygulama veya çalışmalarında kullanılan malzemelerdir. Bu örgü bantlar, üretilen yürüme-oturma dış iskelet sistemini insan alt ekstremitte bölümleri ile iyi bir bağlantı sağlayan parçalardır. Söz konusu bantlar, yürüme-oturma dış iskelet sistemi, hastanın hem tibia hem femur hem de kalça bölümlerinden sıkıca bağlayan bağlardır.

Dış iskelet sistemi, hastanın alt ekstremitesine hem yanlardan (lateral) hem de arkadan (posterior) destek sağlayacak iki ana unsurdan oluşacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca hastanın kalça kısmını da saracak şekilde oturmaya destek bölümü de bulunmaktadır. Bu bölümlerin üçü de, hastanın hem alt ekstremitesini hem de kalça kısmını saracak şekilde ortez cırt-cırtlı bantlar ile bağlanmaktadır. Özellikle, hastanın alt ekstremitelerini hem lateral hem de posterior taraftan saran destek unsurları hastanın yürümesine engel olmayacak şekilde ve aynı zamanda da istediği anda ve istediği yerde oturmasına yani dinlenmesine imkân sağlayacak şekilde tasarlanmıştır.

Oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet mekanizmasını oluşturan parçalar, özellikle alt ekstremitte destek elemanları PLA (Polilaktik Asit) malzemesi kullanımı ile üretilmiştir. Üretim için 3B eklemeli hızlı imalat yöntemi olan FDM (Eriyik Yığma Modelleme) tekniği tercih edilmiştir. Oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması 3B baskı yöntemi ile prototip imalatı yapıldıktan sonra, birey üzerinde sağlaması yapılarak test edilmiştir. Birey üzerinde yapılan denemeler de gösterdi ki, geliştirilen sistem bacaklara yaptığı destekler ile kişiyi dik tutmakta ve yürümesine yardımcı olmaktadır. Bu sistem yürümeye engel teşkil etmemektedir. Aynı zamanda, yürüme aktivitesi yapan birey istediği anda istediği yerde oturabilmektedir. Dolayısıyla geliştirilen mekanizma kişi üzerinde rahatlıkla kullanılabilmektedir.

Bu tez çalışması dört bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde bir kişinin, bireyin veya hastanın yürüme hareket ve davranışları, dış iskelet sistemleri, malzemeler ve üretim yöntemi hakkında genel bilgiler içermektedir. İkinci bölüm, tasarımı ve prototip imalatı gerçekleştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması hakkında detaylı tasarım bilgileri verilmiştir. Yapılan tasarımların bilgisayar ortamında Solidworks yazılımının kullanımı ile 3 boyutlu (3B) katı modelleme yapıldığı açıklanmıştır. Üçüncü bölüm, tez çalışması kapsamında tasarlanan oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin prototip imalatının yapılması ve ilgili süreçler hakkında bilgiler verilmiştir. Aynı zamanda, prototip olarak imal edilen dış iskelet yürüme sisteminin sağlıklı bir birey/insan üzerinde denemeleri yapılmış ve elde edilen gözlem sonuçları hakkında açıklamalar yapılmıştır. Son olarak dördüncü bölümde ise, tez çalışması kapsamında elde edilen sonuçlar belirtilmiş ve gelecek araştırmacılar için bazı öneriler yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Robotik rehabilitasyon cihazları tedavinin uygulama alanına, egzersiz kontrol stratejilerine, terapinin hedeflediği ekstremiteler bölümüne, mekanik özelliklerine ve tasarımlarına göre dört başlıkta toplanabilir. Bir kamu rehabilitasyon hastanesinde bir yıl boyunca (1 Ocak- 31 Aralık 2018) yatan ve ayakta robotik rehabilitasyon tedavisi gören hastalar (0-20 yaş/21-40 yaş/41-60 yaş ve 61 yaş üstü) dört yaş grubuna ayrılarak toplanan demografik özellikleri değerlendirilmiştir. Bir yıl boyunca 363 hasta robotik rehabilitasyon tedavisinden faydalanmıştır. Tablo 2.1’de görüldüğü üzere bu hastaların %42,42’si kadın, %57,58’i erkektir ve hastaların yaş ortalaması incelendiğinde en sık 61 yaş ve üstü geriyatrik hastaların (%38,29) bu tedaviden faydalanmaktadır. Robotik rehabilitasyon tedavisi gören hastaların ek hastalıkları yaşın artmasıyla birlikte artmaktadır ve en sık görülen hastalığın 61 yaş üstü erkeklerde %77,7 oranıyla hipertansiyon olduğu Tablo 2.2’de görülmektedir. Sıfır- yirmi yaş aralığında en sık tanı %64,2 oranıyla serebral palsi, 21-40 ve 41-60 yaş aralığında sırasıyla %52,4 ve %42,5 oranıyla parapleji ve sırasıyla %2,2 ve %22,6 oranıyla tetrapleji; 61 yaş ve üzerindeki geriyatrik hastalarda ise %66,9 oranıyla hemiplejidir. Tanılara göre seans sayıları incelendiğinde 1-5 seans tedavi gören hastalarda en sık rastlanan tanı %40, 6-10 seans %40,5, 31-50 seans %42 hemipleji olarak tespit edilmiştir. 11-20 seans (%35), 21-30 seans (%39,2), 51-100 seans (%45,7), 101-300 seans (%40) tedavi gören hastalarda en sık rastlanan tanı ise paraplejidir. Yaş gruplarına göre robotik rehabilitasyon tedavisi gören hastalara bakıldığında çocuk ve ergenlerde (0-20 yaş) en sık rastlanan tanı serebral palsi iken, genç erişkin ve erişkinde (21-60 yaş) parapleji; geriyatrik hasta (≥ 61 yaş) grubunda ise hemiplejidir. 61 yaş ve üzeri hemiplejik hastalar robotik rehabilitasyondan en sık faydalanan grup olmalarına rağmen en fazla tedavi seans sayısına sahip yaş aralığı 41-60 yaş aralığındaki erişkin paraplejik hastalardır (Bilir Kaya ve Ayaz, 2019).

Yaşlanma ile birlikte bir takım nörolojik rahatsızlıkların görülme sıklığında belirgin bir şekilde artış meydana gelmektedir. Bu hastalıklar inme ve nörodejeneratif hastalıklardır. Yaş inme için önemli risk faktörleri arasında yer almaktadır. İnme geçiren hastaların %70’i 65 yaş üzerindedir. İnme insidansı 55 yaşından sonra her on yılda bir iki kat artmaktadır. Ayrıca yaş Alzheimer hastalığı için de en önemli risk faktörüdür ve hastalığın insidansı 65 yaşından sonra her beş yılda bir katlanarak artmaktadır. Türkiye’de

gerçekleştirilen bir çalışmadan 70 yaşından sonra Alzheimer prevalansı %10 değerinde bulunmuştur. Parkinson hastalığında ise başlangıç yaşı ortalama 50-60 yaş aralığındadır ve görülme sıklığı yaştan artmasıyla beraber artmaktadır. Bu hastalıkların artması hasta yakınları ve toplum için bakım ve tedavi yükünün artmasına neden olmaktadır (Keskin ve diğ., 2016).

Tablo 2.1. Robotik rehabilitasyon gören hastaların yaş ve cinsiyete göre gruplandırılması

Yaş	Cinsiyet		Toplam (n)	Toplam(%)
	Kadın (n)	Erkek (n)		
0-20 yaş	12 (7,79)	22 (10,53)	34	9,36
21-40 yaş	32 (20,78)	53 (25,36)	85	23,42
41-60 yaş	46 (29,87)	59 (28,23)	105	28,93
61 yaş ve üzeri	64 (41,56)	75 (35,88)	139	38,29
Toplam	154	209	363	100

Tablo 2.2. Robotik rehabilitasyon gören hastaların yaşlara göre ek hastalıkları

Yaş	Hipertansiyon n / %	Kalp Yetmz. n / %	Polinöropati n / %	Diyabet n / %	Hiperlipidemi n / %	Toplam n / %
0-20 yaş	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (4)	1 (7,14)	2 (2,02)
21-40 yaş	1 (2,2)	2 (40)	1 (10)	0 (0)	1 (7,14)	5 (5,05)
41-60 yaş	9 (20)	0 (0)	5 (50)	4 (16)	1 (7,14)	19 (19,19)
61 yaş ve üzeri	35 (77,8)	3 (60)	4 (40)	20 (80)	11 (78,58)	73 (73,74)
Toplam	45 (45,6)	5 (5,05)	10 (10,10)	25 (25,25)	14 (14,14)	99 (100)

Robotik Rehabilitasyon, nörolojik hastalıklara sahip olan bireylerde rehabilitasyonun sonuçlarını ve iyileştirme alanlarında başarı sağlamasıyla büyük ilgi toplamıştır. Kaybedilen işlevin yerine geçmede, gücü ve fiziksel yetenekleri arttırmada tercih edilen güvenilir araçlar olmuştur. Nörolojik bozukluğu olan hastalarda alt ekstremitenin işlevini güçlendirmek amacıyla rehabilitasyon ve iyileşme stratejisi, hasarın ciddiyetine, tipine ve yerine bağlıdır (Chang, 2018).

Robotik Rehabilitasyonun kullanımı inme, omurilik yaralanması, serebral palsy, Parkinson ve multipl skleroz gibi hastalık gruplarında tercih edilmektedir. Genel olarak bakıldığında rehabilitasyon robotları; hastanın rehabilitasyona erken katılımını sağlama, tedavinin öncesini ve sonrasını objektif bir şekilde değerlendirme, yüksek yoğunluklu eğitim ve daha hızlı iyileşme, hastaya geri dönüş sağlama ve hasta motivasyonu

konularında fizyoterapistin işini kolaylaştırır. Öte yandan bu sistemlerin maliyetlerinin fazla olması, devlet tarafından desteklenmesinin az olması, hasta seçim kriterlerinin, klinik dışı kullanımlarının kısıtlı olması da bu sistemlerin kısıtlılıkları arasında yer almaktadır. Ekso giyilebilen robotik sisteminde, sadece tekerlekli sandalye kullanan bir hastanın karşılıklı barlar yardımıyla yapılan seanslarında adım sayısının artmasına bağlı olarak oldukça etkin olduğu görülmektedir. Bu egzersizler düzenli bağırsak hareketleri, obezitenin önlenmesi ve omurilik yaralanması olan bireylerde diyabetin azaltılması açısından önem taşımaktadır (Pişirici, 2018).

Hastalar 18-55 yaş aralığında, yardımcı cihazla ayakta durmayı başarabilen, üst ekstremité gücü yeterli olan, ağırlığı 100 kg'dan az olan, 160-190 cm boy aralığına sahip, minimum destekli oturma dengesi, tam omuz mobilitesine sahip, kontraktürü cihazında tolere edebileceğinden fazla olmayan, spastisitesi kriterlerine sahip olmalıdır. Özetlenirse Robotik sistemler fizyoterapistin işini kolaylaştırır da onun yerini dolduramaz. Robotik rehabilitasyonun yapılabilmesi için hazırlık aşaması vardır ve rehabilitasyonun başarılı olması için hazırlık aşamasında titizlikle çalışılması önemlidir (Pişirici, 2018).

2.1. Yürüme Hareketi Terimleri ve Anlamları

Bir insanın yürüme hareketini incelerken bazı terimleri bilinmesi gerekmektedir. Bunlar anatomik pozisyon, yer tepkimesi kuvvet vektörü (YTKV) ve insan vücut ağırlık merkezi (VAM) dir.

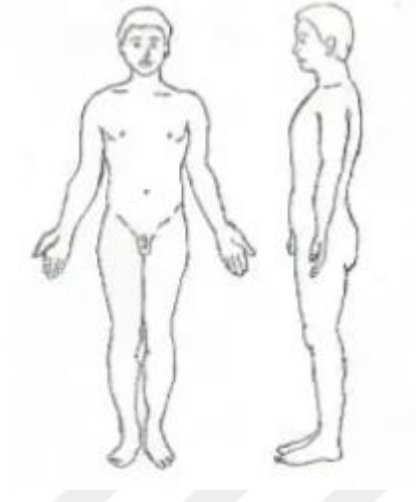
2.1.1. İnsan Anatomik Pozisyonu

Anatomik pozisyonu Şekil 2.1'de görüldüğü gibi bir kişinin ayakta dik durduğu, başının dik, yüzünün karşı tarafa dönük olduğu, kollarının iki yan tarafında ve serbest durumda, avuç içleri karşıya dönük, ayakları birleşik olmakla beraber öne dönük olarak durduğu pozisyonudur (Şimşek, 2012).

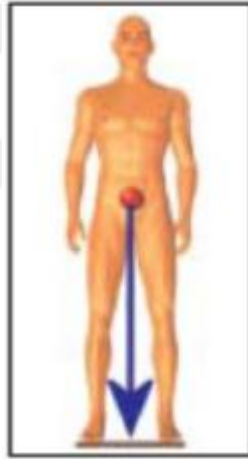
2.1.2. İnsan Vücut Ağırlık Merkezi (VAM)

Bir insanın vücut ağırlık merkezi anatomik pozisyondayken lumbosakral bileşkenin ön tarafında olduğu düşünülür ve bu ağırlık merkezinin yeri vücudun küçük bir hareketi ile dahi değişir. Yerçekimi de kişinin vücudunu etkileyerek vücut ağırlık merkezinden

aşağıya doğru yönlü ağırlık kuvvet vektörünü oluşturur. Şekil 2.2’de bir insanın vücut ağırlık merkezi gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



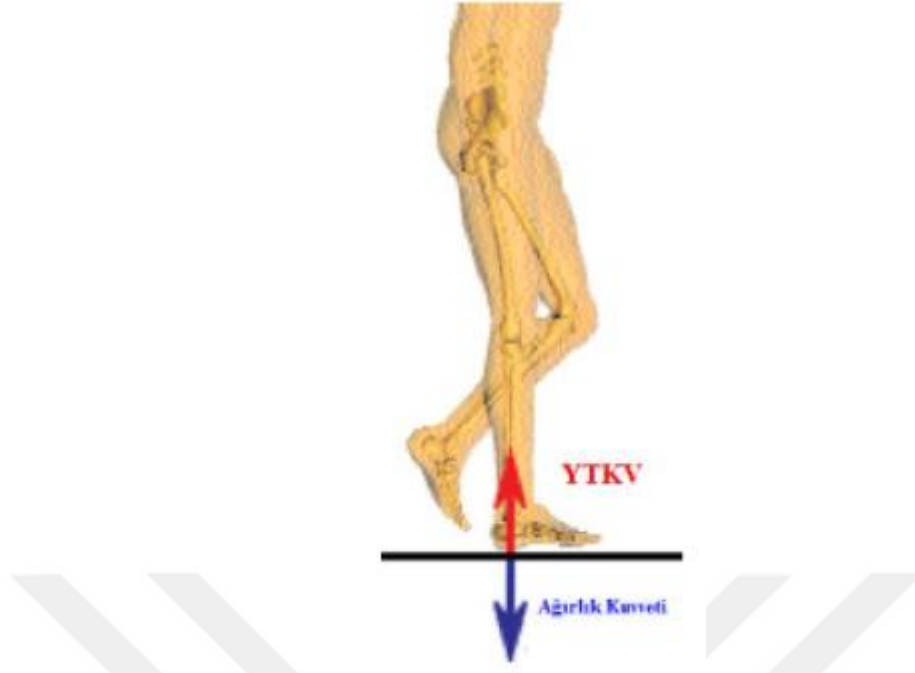
Şekil 2.1. Anatomik Pozisyon



Şekil 2.2. Vücut Ağırlık Merkezi

2.1.3. Yer Tepkimesi kuvvet Vektörü (YTKV)

Yer tepkimesi kuvvet vektörü, ayaktaki bir kişinin yerde meydana getirdiği ağırlık kuvvet vektörüne aynı büyüklükte ancak zıt yönde karşılık vermesidir. Şekil 2.3’te yer tepkimesi kuvvet vektörü gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.3. Yer Tepkimesi kuvvet Vektörü

2.2. Yürüme ve Yürüme Bozukluğu

Yürüme işlevi hareketler zincirinden meydana gelmektedir. Yürüme işlevini gerçekleştirmek için ilk olarak ayakta dik bir şekilde dengeli durmak ve hareket gerçekleşirken dengeyi korumak gereklidir. Normal bir şekilde yürümenin gerçekleşmesi için omurilik, beyin, kemikler, kaslar, çevresel sinirler ve eklemler beraber çalışmalı, kasta meydana gelen kasılmaların ve eklemlerde oluşan hareketlerinin gücü ve zamanı yeterli düzeyde olmalıdır. Kasta meydana gelen kasılmaların zamanlamaları ve vücudun bölümlerindeki hareketleri yürüme için gereken enerji ihtiyacını en az düzeyde tutacak biçimde ayarlanmıştır. Bu düzeni aksamasına sebep olacak her cins fonksiyon ve yapıda oluşacak bozukluk yürümede bozukluğa sebep olur (URL-1, 2021).

Yürüyüş bozukluğu, kişide düzgün ve dengeli yürümenin olmaması anlamına gelmektedir ve birçok nedene bağlı olarak gelişebilir.

- İskelet, eklem ve kaslarla alakalı travmatik yaralanmalar (Kırıklar, burkulma ve çatlaklar, bağ ve kas yaralanmaları)
- İskelet, eklem ve kaslarla alakalı enfeksiyonlar (Artritler ve eklem iltihaplanmaları)
- İskelet, eklem ve kaslarla alakalı yapıdaki anormallikler

- Omurga eğrilikleri ve hastalıkları (Skolyoz, Kifoz vb.)
- Tendon iltihaplanmaları
- Sinirsel rahatsızlıklar (Serebral palsi ve inmeye benzer sinir sistemi rahatsızlıkları)
- Kulak yolu rahatsızlıkları – İç kulakla ilgili problemler
- Depresyon veya anksiyeteye benzer psikolojik yürüme bozukluğu durumları (Bildik, 2020).

Multipl skleroz, omurilik yaralanması, parkinson ve diğer sinirsel rahatsızlıklar, beyin felci, kas rahatsızlıkları, travmatik beyin hasarı, serebral palsi, alzheimer yürüme bozukluğuna ve denge bozukluğuna sebep olan nörolojik hastalıklar içerisinde yer almaktadır (URL-1, 2021).

Multipl Skleroz merkezi sinir sisteminin süregelen bir rahatsızlığıdır ve zamanla üst üste gelen lezyonlar kasta zayıflığı, kas tonusunda değişiklikleri, normal olmayan denge ve duyu bozukluklarına benzer motor sorunları içeren vücut işlevlerindeki bozuklukların büyük bir alanı ile ilgilidir (Çetişli ve diğ., 2021).

Omurilik yaralanması (SCI), omuriliğin herhangi bir kısmına veya omurilikten uzanan sinirlere verilen hasardır. Genellikle motor ve / veya duyu yeteneklerde ve yaralanma noktasının altındaki diğer vücut işlevlerinde kalıcı değişikliklere neden olur. Omurga yaralanmasından kaynaklı fiziksel bozukluklar, yaralanmanın seviyesi ve tamlığına bağlı olarak değişir. Bir kişinin hayatının neredeyse her yönü - fiziksel sağlık, iş, kişisel ilişkiler ve eğlence— omurilik yaralanmasından sonra etkilenebilir (Dixon ve Budd, 2017).

Yürüme bozukluğu türleri incelenirse;

- Anataljik: Bu tür yürüyüş bozukluğu genellikle ağırlı bir bacağın üzerine ağırlık yüklenmesinden kaynaklanır. Artrit veya travmatik bir yaralanmayla ilgili olabilir, halk arasında “topallama” olarak adlandırılır. Bu işlev bozukluğuna sahip kişiler yavaş ve kısa adımlar atarlar ve ağırlıklarını ağrıyan bacadan, ayak bileğinden veya ayaklarından ağrımayan diğer bacağa kaydırmaya çalışırlar.
- Serebellar Ataksi: Bu yürüyüş bozukluğu genellikle beyincik hasarı yaşamış, ilaç veya alkol zehirlenmesine uğramış, multipl skleroz rahatsızlığı olan veya felç

geçirmiş kişilerde görülür. Etkilenen kişi geniş tabanlı bir duruşa sahip olacak ve tutarsız (sarhoşvari) bir ayak yerleşimi gösterecektir.

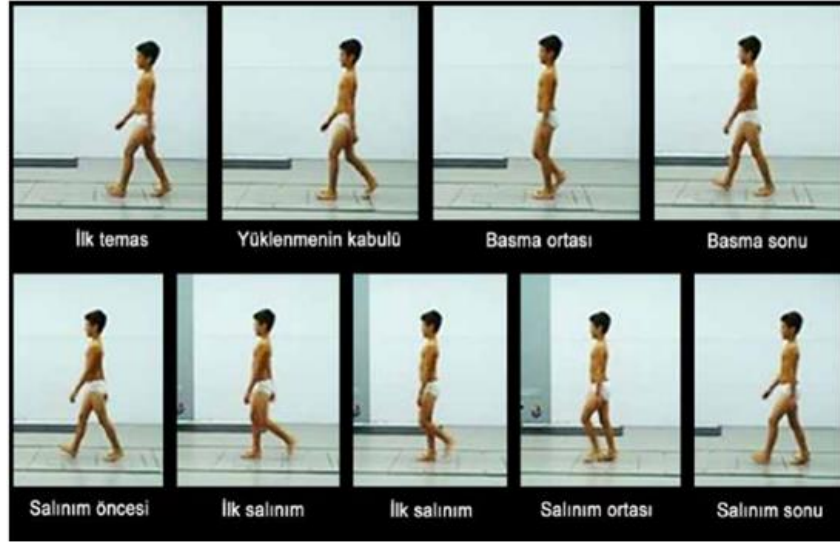
- Parkinson: Bu tür yürüme bozukluğu genellikle Parkinson hastalığı ile ilişkilidir ve kısa, karışık adımlarla karakterizedir.
- Stepaj Yürüyüşü: Bu işlev bozukluğu, lomber radikülopati ve nöropati gibi durumlarla ilişkili “düşük ayak” (ayak bileğini kaldıramama) olan kişilerde ortaya çıkar. Bu tür yürüyüşte, ayak parmakları aşağı doğrudur ve kişi ayak parmaklarını yerden kaldıramamasından kaynaklı olarak parmaklarını yerde sürür bir şekilde yürür.
- Vestibüler Ataksi: Bu yürüme biçiminde çoğunlukla meniere rahatsızlığı, labirentit ve vertigo tarzındaki iç kulak rahatsızlıkları sonucunda meydana gelir. Bireyin dengeli bir şekilde yürümemesine, çoğunlukla bir tarafa yönelerek düşmesine sebep olur (URL-2, 2021).

2.3. Yürüme Döngüsü

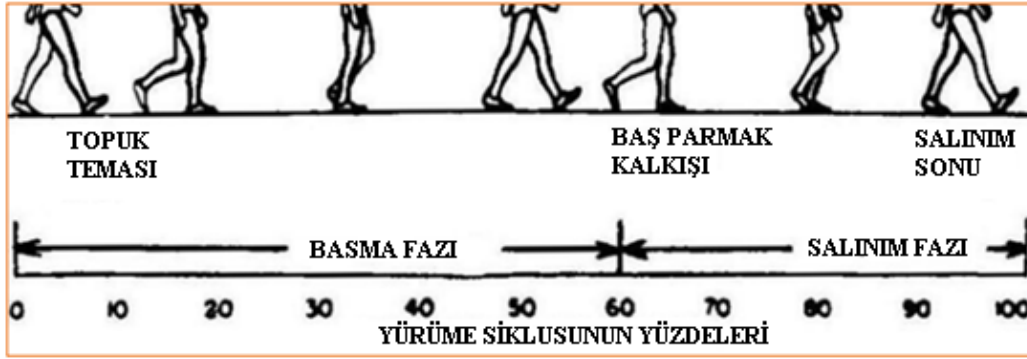
Yürüme bir yerden başka bir yere gitmek için birbirini tekrarlayan hareketler olarak tanımlanabilir. Bu hareketler topluluğuna ise yürüme döngüsü denir (Kanatlı ve diğ., 2006). Şekil 2.4’te yürüme döngüsü gösterilmektedir (Beng ve diğ., 2014).

Destek noktalarına ve fazları dikkate alınarak yürüme döngüsü iki değişik şekilde sınıflandırılabilir. Yürüme döngüsünün salınım ve duruş bir diğer adıyla olarak iki fazı vardır. Şekil 2.5’te yürümenin fazları ve döngüdeki süre oranları gösterilmektedir (Şeker ve diğ., 2014).

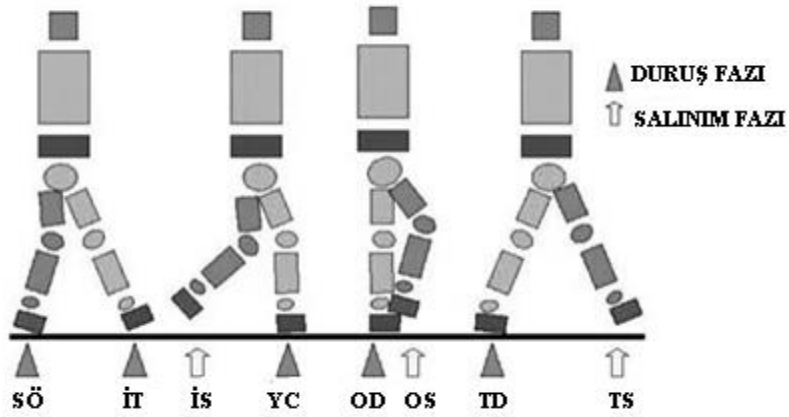
Yürüme döngüsünün yüzde altmışını duruş fazı meydana getirmektedir. Duruş fazı; ilk temas (İT), orta durma fazı (ODF), yüklenmeye cevap (YC), salınma öncesi (SÖ) terminal durma (TD) olarak adlandırılan beş bölümden meydana gelir. İlk temas ve salınma öncesi her iki bacakta da yer ile temas biçimindedir, bu durum çift olarak adlandırılır. Salınma Fazı, salınım öncesi ile yürümenin ileriki aşamasını meydana getirir. İlk salınma (İS), orta salınma (OS), terminal salınım (TS) olarak adlandırılan üç bölümden meydana gelir. Salınım fazının üç bölümü ve duruş bir diğer adıyla basma fazının beş bölümü ve Şekil 2.6’da gösterilmektedir (Kanatlı ve diğ., 2006).



Şekil 2.4. Yürüme döngüsü aşamaları



Şekil 2.5. Yürümenin fazları ve döngüdeki sürelerinin oranları

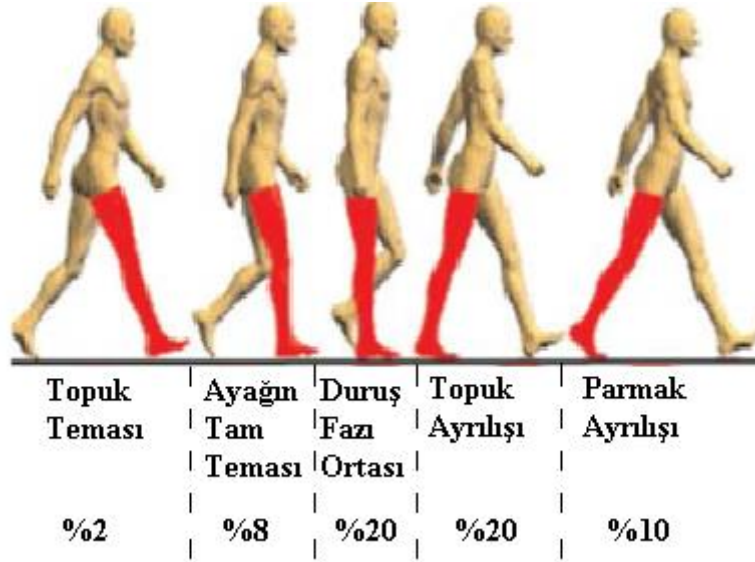


Şekil 2.6. Yürüme döngüsü esnasında salınım ve duruş fazının bölümleri

2.3.1. Duruş Fazı ve Aşamaları

Topuk yere değdiği zaman duruş fazı başlar ve aynı ayak parmakları yerden kalktığı zaman son bulur. Yürüme döngüsünün %60'ını oluşturan duruş fazı, beş alt fazdan

meydana gelir. Bunlar: topuğun yerle teması, ayağın yerle tam teması, duruş fazı ortası, topuğun yerden ayrılması ve parmağın yerden ayrılmasıdır. Şekil 2.7’de duruş fazı alt evreleri ve yüzdelik dilimleri ile birlikte verilmiştir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



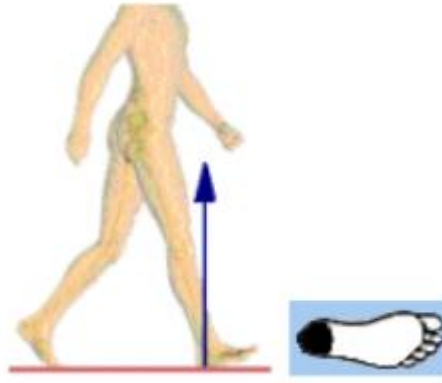
Şekil 2.7. Duruş fazı alt evreleri ve yüzdeleri

2.3.1.1. Topuk Teması

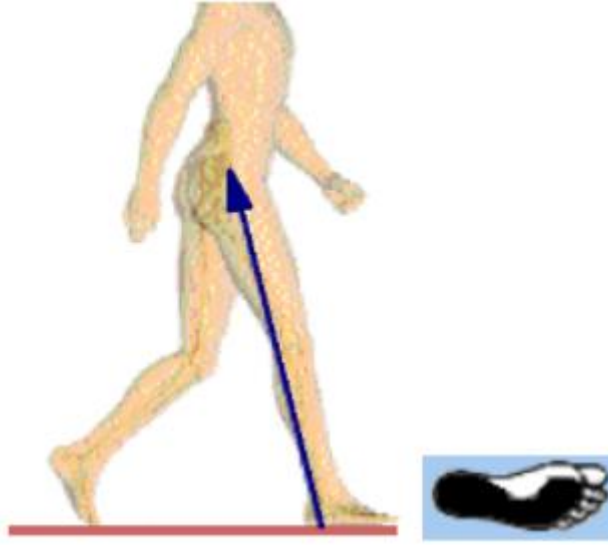
Duruş fazının ilk evresi topuk temasıdır. Topuk teması yürüme döngüsünün %2’lik kısmını oluşturmaktadır. Bir ayağa ait topuk yer ile temas ettiğinde duruş fazı başlar. Amaç ise topuk yer ile temas edecek şekilde ayağı yer ile buluşturmaktır. Topuğun yer ile birinci kez temasında vücut ayağın geri tarafında, VAM en yüksek hızında ve en düşük noktasındadır. YTKV kalçanın ön tarafında yer almaktadır. Şekil 2.8’de topuk teması gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).

2.3.1.2. Ayağın Yerle Tam Teması

Topuk yere değdikten az bir süre sonra ayağın tamamı da yerle temas eder. Yürüme döngüsünün %8’lik kısmını oluşturmaktadır. Diğer ayak yer ile bağlantısını kesene kadar gövde ağırlığı bu ayağa iletilir. Burada amaç ayağın tamamen aşağıya indirilmesi ve vücut ağırlığının da üstlenilmesi işlemidir. VAM bu durumda yükselmeye başlar. Şekil 2.9’da ayağın tam teması gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



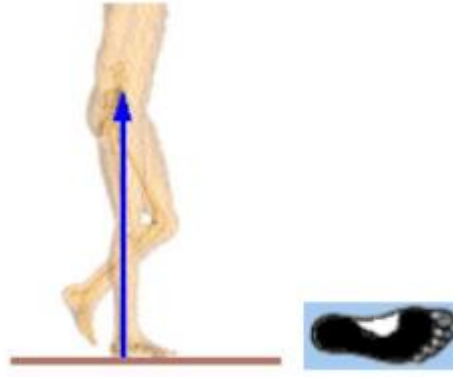
Şekil 2.8. Topuk Teması



Şekil 2.9. Ayağın Tam Teması

2.3.1.3. Duruş Fazının Ortası

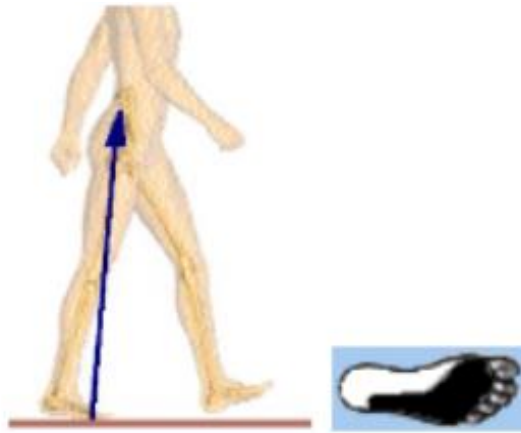
Vücut ağırlık merkezi, dik bir şekilde duran ayak üzerinde bulunmaktadır. Yürüme döngüsünün %20'lik kısmını oluşturmaktadır. Amaç sabit ayak üzerinde vücudu öne tarafa doğru ilerletme işlemidir. Bu durumda vücut ağırlık merkezinin hızı ön tarafa doğru en aza iner, yüksekliği de en dış ve en üst yan noktaya gider. YTKV dizin arka tarafından, ayak bileğinin ön tarafından, kalçanın da orta tarafından geçtiği için kalça kaslarının çalışmasına ihtiyaç duyulmaz. Şekil 2.10'da duruş fazı ortası gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.10. Duruş Fazı Ortası

2.3.1.4. Topuk Ayrılışı

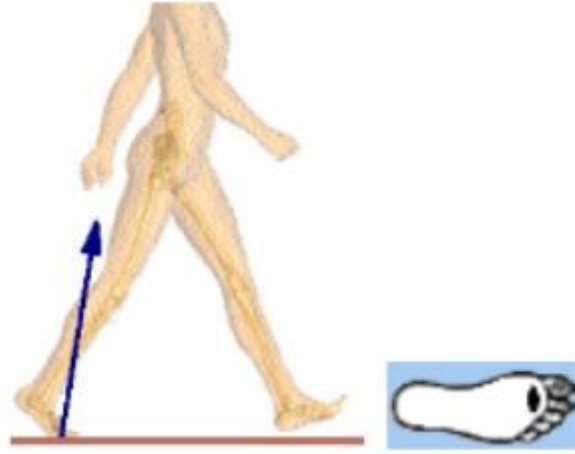
Topuğun yerden ayrılması yürüme döngüsünün %20'lik kısmını oluşturmaktadır. Bu kısımda amaç bacağın yer ile bağlantısının kaldırılmasıdır. VAM ' nin yana kayma durumu ve yüksekliği azalır. Ayrıca YTKV, ayak bileğinin ve dizin ön tarafında, kalçanın da arka tarafındadır. Şekil 2.11'de topuk ayrılışı gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.11. Topuk Ayrılışı

2.3.1.5. Parmak Ayrılışı

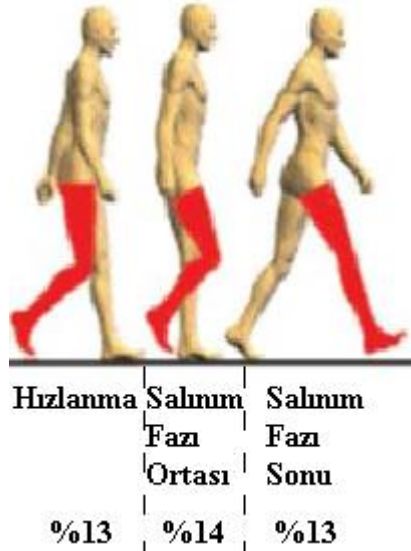
Duruş fazının bitip salınım fazının başladığı bu dönem yürüme döngüsünün %10'luk kısmını oluşturmaktadır. Bu durumda gövdenin ağırlığı bacak üzerinde değildir. Buradaki amaç bacağı salınım fazına hazır hale getirmektir. Ayak yerden ayrılmadan önce YTKV dizin arka tarafına geçer ve ayaktaki parmaklar yerden ayrılınca azalır ve kaybolur. Şekil 2.12'de parmakların ayrılışı gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.12. Parmakların Ayrılışı

2.3.2. Salınım Fazı ve Aşamaları

Salınım fazı, parmakların yer temasının kesilmesi ile başlar ve topuğun yer ile buluşmasıyla sona erer. Yürüme döngüsünün %40'ını oluşturan salınım fazı, üç alt evreden meydana gelmektedir. Bunlar: hızlanma, salınım fazı ortası, salınım fazı sonudur. Şekil 2.13'te salınım fazı alt evreleri ve yüzdeleri gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.13. Salınım fazı alt evreleri ve yüzdeleri.

2.3.2.1. Hızlanma

Yürüme döngüsünün %13'lük kısmını oluşturan hızlanma fazı, parmağın yerden temasının kesilmesiyle başlar. Ayağın topuk tarafının vücudun ön tarafında yerle temas

etmesi için ayağın hızlanması gerekmektedir. Hızlanma fazı, ayağın öteki bacakla aynı noktaya geldiğinde sona erer. Buradaki amaç ise yukarıdaki bacağın hızlı bir şekilde öne ilerletilmesidir. Şekil 2.14'te hızlanma evresi gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.14. Hızlanma Evresi

2.3.2.2. Salınma Fazının Ortası

Ayak havadayken öne doğru hız kazanmasıyla faz başlar. Bu esnada, bacağın yerle temas etmeyecek şekilde havada olması gerekmektedir. Yürüyüş döngüsünün %14'lük kısmını oluşturmaktadır. Amaç, ayağın yere değmeden aktarılmasıdır. Şekil 2.15'te salınım fazı ortası gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.15. Salınım Fazı Ortası

2.3.2.3. Salınım Fazı Sonu

Yürüme döngüsünün %13'lük kısmını oluşturur. Salınan bacak basan bacağın ön tarafına geldiğinde bu evre başlayarak ayağın yere değdiği zamana kadar devam eder. Amaç, ayağın yere basacak şekilde hazır hale getirilmesidir. Şekil 2.16'da salınım fazı sonu gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a).



Şekil 2.16.Salınım Fazı Sonu

2.3.3. Çift Destek Fazı

Normal yürüyüş esnasında iki bacağın yere değmesiyle çift destek fazı oluşur. Çift destek fazı bir bacağın geçiş hali ile ayak parmağın yer temasının kesilmesi arasında ve öteki bacakta ayak topuğunun yerle buluşması ile bu ayağın yerle buluşması arasında oluşur. Çift destek fazının süresi, yürüme hızıyla ilişkilidir. Yürüme hızı artarsa çift destek fazının süresi azalır. Eğer yürüme hızı azalırsa çift destek fazının süresi artar. Bu fazda vücut ağırlığı bir ayaktan öteki ayağa geçer. Bir ayağın yerle temasta olduğu döneme de tek basma fazı denir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011a). Şekil 2.17'de çift destek fazı gösterilmektedir (Esentürk, 2014).



Şekil 2.17. Çift Destek Fazı

2.4. Yürüme Analizi

Yürüyüş analizi, sinir, kas ve iskelet sistem işlevlerinin gözden geçirilmesi ve sonuçlarının da sayılar ve grafikler yardımı ile yorumlanması işlemine denir. Bir insanın gözü, yürüme işlemi gerçekleşirken oluşan hareketleri algılamak yeterli gelmediğinden daha güvenilir ve ayrıntılı inceleme teknikleri gerekmiştir. Bu teknikler sayesinde moment, kuvvet ve kas aktivitelerini yorumlamak mümkün hale gelmiştir. Doğru tanının yapılması ve başarıya ulaşan bir iyileştirmenin gerçekleşmesi için normal yürümeyi tam anlamıyla bilmek, yürüme işlemi engelleyen ana sebep ve bu sebebi düzeltmek amacıyla yapılan hareketleri anlamak gerekir. Bu sebeple, yürüme gerçekleşirken bütün verileri eksik olmadan kaydeden, bu kayıtları insanların anlayacağı şekilde sayısal verilere dönüştüren, verilerin birbirleriyle karşılaştırılması işlemine ve tekrar incelenmesine olanak sağlayacak, iyileştirme sonrasında veya zamanla meydana gelebilecek değişiklikleri yorumlamaya imkân sağlayan sistemler gereklidir (Yavuzer, 2014).

Yürüyüş analizi çoğu kas iskelet sistemi problemlerinde, inme, serebral palsy, omurilik hasarı gibi sinir sistemi rahatsızlıklarında, sporda meydana gelen yaralanmalarda, spastisite iyileştirilmesinde, cerrahi ve öteki iyileştirme işlemlerinin planının

yapılmasında kullanılmaktadır (Yavuzer, 2014). Tablo 2.3 'te yürüme analizi cihazının kullanıldığı alanlar listelenmiştir (URL-3, 2021).

Tablo 2.3. 3 boyutlu Bilgisayarlı Yürüme Analizi cihazının kullanıldığı bölümler

Nöromusküler Rahatsızlıklar	Ortopedik Rahatsızlıklar	Romatolojik Rahatsızlıklar
Serebral Palsi Spina Bifida Normal Basıncılı Hidrosefali Musküler Distrofiler Periferik Sinir Yaralanmaları Omurilik Yaralanması Parkinson Rahatsızlığı Travmatik Beyin Yaralanmaları Distoni Felç Lomber Disk Hernileri	Bursit Skolyoz Tendinit Poliomiyelit İliotibial Bant Sendromu Ekstremitte Deformiteleri Ortez Artrit Artroplasti Amputasyonlar	Ankilozan Spondilit Osteoartrit Romatoid Artrit

2.4.1. Yürüme Analizi Kullanım Nedenleri

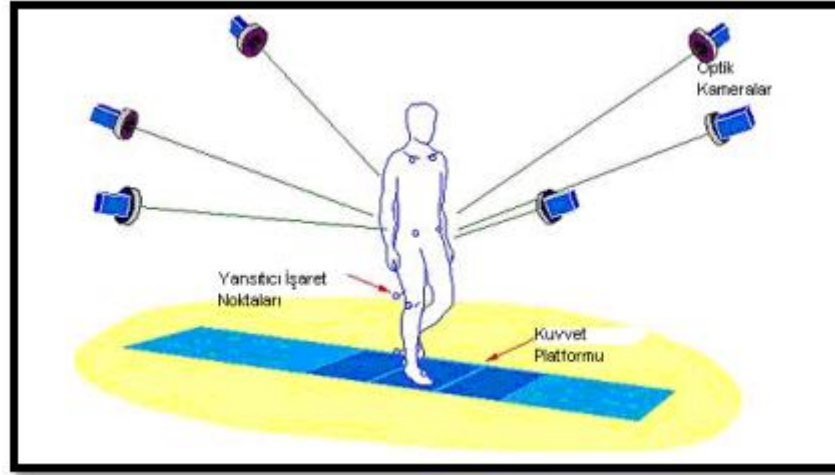
- İyileştirme işlemlerini geliştirme ve değişik iyileştirmeleri karşılaştırma,
- İyileştirme planı oluşturmak,
- Geçici olmayan bir kayıt oluşturmak,
- İyileştirmenin etkilerini yorumlamak,
- Protez ve ortezlerin uygulamalarını incelemek,
- Farklı protez modelleri tasarlamak (Eser ve diğ., 2004).

2.4.2. Yürüyüş Analizi Sistemleri Birimleri

Yürüyüş analizi sistemlerinde kullanılan başlıca birimler aşağıdaki gibidir. Şekil 2.18'de bu birimler gösterilmektedir (Gülçimen ve Ülkü, 2008).

- Video kayıt cihazları,
- Yansıtıcı işaret bölgeleri (yerleri daha önceden ayarlanmış anatomik kısımlara montelenen özel yansıtıcılar),

- Kuvvet ölçerler yer tepki kuvvetlerini ve gerilmelerinin ölçülmesi amacıyla kullanılan kuvvet alanları,
- Kasta meydana gelen aktiviteleri yorumlamak amacıyla dinamik EMG makinesi (Gülçimen ve Ülkü, 2008).



Şekil 2.18. Yürüyüş Analiz Sistemi

Yürüyüş analizi sayesinde elde edilen değişkenler aşağıda listelenmiştir;

- Mesafe – zaman değişkenleri;

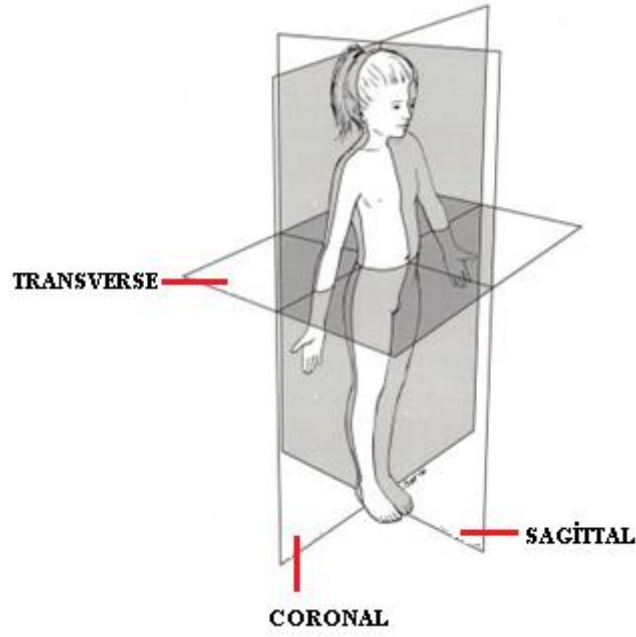
Bir adımın uzunluğu, her iki ayağın yer ile buluştuğu ilk nokta ile arasındaki mesafedir.

İki adımın uzunluğu, yürüme döngüsü gerçekleşirken aynı ayakta iki topuk vuruşunun arasındaki mesafedir.

Adımın genişliği, iki ayaktaki topukların yerle buluştuğu noktaların arasında bulunan uzaklıktır.

Bir dakika içerisinde atılan adım sayısına kadans denir (Beng ve diğ., 2014).

- Kinematik değişkenler: Üç düzlemde pelvis, kalça, gövde, diz ve ayak bileğinde meydana eklem rotasyon açılarıdır. Bulunan bu açılar, özel işaret noktalarının bir araya getirilmesi sayesinde meydana gelen mekanik modelde kalça ve pelvisin ya da ayağın ve tibianın uzaydaki birbirlerine olan konumunu gösterir (Yavuzer, 2007). Şekil 2.19’da Standart anatomik pozisyonundaki insan vücudu ve üç anatomik düzlem gösterilmektedir (Abu-Faraj ve diğ., 2015).



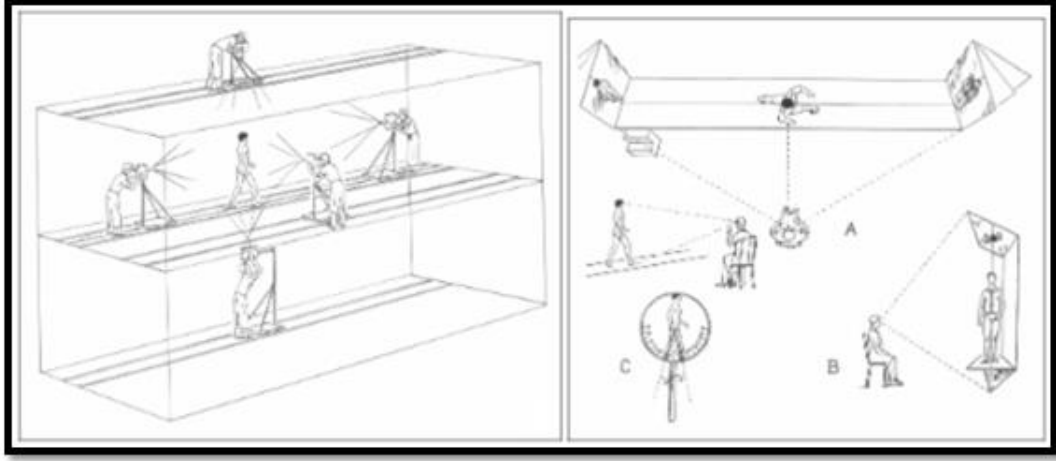
Şekil 2.19. Standart anatomik pozisyonundaki insan vücudu ve üç anatomik düzlem: sagittal, koronal ve transvers.

- Kas etkinlikleri: Yürüme esnasında kaslardaki kasılma ile meydana gelen myoelektrik sinyaller yüzeydeki elektrotlar ile kaydedilir. Daha içerdeki kaslarda ise ince tel elektrotlar tercih edilebilir.
- Kinetik Değişkenler: Yer tepki kuvveti ve meydana gelen momentler kuvvet alanı yardımıyla ölçülür.
- Harcanan enerji miktarı: Telemetrik spirometreler yardımıyla oksijen tüketimi analiz edilir, farklı ortez ve protezler yardımıyla toplanan verilerin karşılaştırılması daha çok yapılır (Yavuzer, 2007).

2.4.3. Yürüyüş Analizi Laboratuvarında Kullanılan Değerlendirme Yöntemleri

- Video ve Gözlem İncelemesi: Yürüme işlemini gerçekleştiren kişi ilk olarak ön taraftan daha sonra her iki yan taraftan izlenerek her eklem dikkatlice incelenir. İşlem gerçekleşirken yürüme uzunluğunun 8 ila 10 metre olması gerekmektedir. Ayrıca kayda alabilmek amacıyla videoda çekilir. Şekil 2.20’de gözleme dayalı analiz gösterilmektedir (Millî Eğitim Bakanlığı, 2011b).
- Kinematik analiz: Hareketlerin analizidir. Vücudun belli bölümlerine işaretleyici cihazlar konulur. Konulan cihazlardan alınan sinyaller özel kameralar ya da alıcılarla

bilgisayar ortamında incelenir. İşlem sonunda her bir eklemin üç farklı düzlemdeki açıları hesaplanarak grafiğe dökülür.



Şekil 2.20. Gözleme dayalı analiz

- Kinetik analiz: Kuvvetlerin analizidir. Hareketi meydana getiren kuvvetlerin incelenmesi işlemidir. Bu analizde doğrudan ölçülebilen tek veri vardır ve bu veri de YTKV'dir. Bu vektör kuvvet alanı adında özel bir cihaz yardımıyla hesaplanır. Bu ölçüm sayesinde gerekli verilerin hesaplanması bilgisayar ortamında gerçekleştirilir.
- Dinamik Pedobarografi: Ayak basınç ölçümü.
- Dinamik EMG: Kas faaliyetinin analizi.
- Enerji harcanması: Oksijen tüketiminin analizi (Eser ve diğ., 2004).

2.4.4. Normal Eklemdaki Yüklenmeler

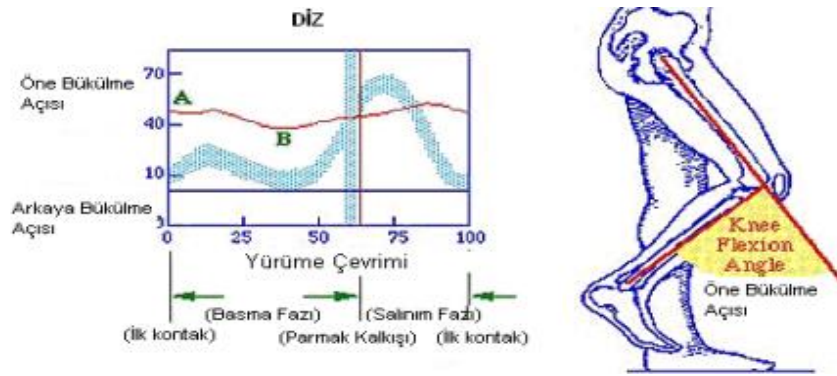
Kas iskelet sistemindeki hareket, iç ve dış kuvvetlerin dengede durmasına bağlıdır. Atalet, yer çekimi ve yer tepki kuvveti dış kuvvetler içinde bulunurken, yumuşak dokuların pasifçe gerilmesi, eklemlerde oluşan kemik teması ve kas büzüşmesidir. Bir eklemden ekstansörlerin ve fleksörlerin etkinlikleri ile ilgili bilgiler yürüme analizi sayesinde elde edilir (Kanatlı ve diğ., 2006).

Diz etrafındaki yüklenmeler: Basma fazında diz ekleminde üç fazlı yüklenme meydana gelir. En yüksek değerdeki yüklenme, yürümenin hızına bağlı olarak gövde ağırlığının dört ila yedi katı kadar olmaktadır. Ek olarak diz yan ve orta kompartmanları simetrik olmadan yüklenme meydana gelmektedir. Yürüme sırasında oluşan addüksiyon momenti nedeniyle yükün %70'i medial kompartmandan geçmektedir (Kanatlı ve diğ., 2006).

Kalça eklemindeki yüklenmeler: Basma fazında iki defa en yükseğe çıkmaktadır. Yapılan canlı transdüser araştırmalarında, gövde ağırlığının yaklaşık olarak iki ila beş katı en yüksek yüklenme bulunmuştur. Yapılan araştırmalar sonucunda bir basma fazı sırasında, iki defa yüksek basınç olduğu saptanmıştır (Kanatlı ve diğ., 2006).

2.4.5. Alt Ekstremitede Bulunan Kemiklerin Yürüme Sırasındaki Kinematik Hesaplaması

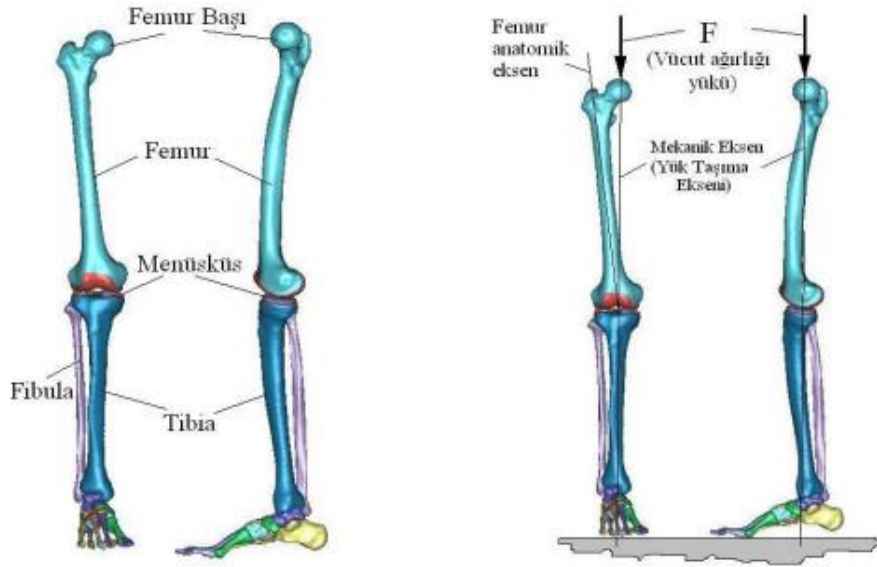
İnsan yapısı içerisinde bulunan en büyük sinovyal aralık diz eklemdir. Kişinin hareketiyle meydana çıkan koşma, yürüme, spor yapma gibi değişik duruş şekilleri ve etkinlikleri esnasında dizde bulunan ekleme etki eden kuvvetler değişiklik göstermektedir. Herhangi bir rahatsızlığı olmayan bir bireyin normal durma pozisyonunda iki diz eklemi de vücut ağırlığının yaklaşık yarısını taşır. Kalan vücut ağırlığı ise yere iletilir. Diz ekleminin, bütün bu yüklere dayanabilmesi için ortopedik olarak alt ekstremitenin normal dizilim kabul edilen şartları taşıması gerekmektedir. Buna bakılarak referans olarak alınan mekanik eksenin, ayaktaki bir kişide diz eklemi merkezinden, femur başındaki merkezden ve talus kemiğinin üst noktasında bulunan merkezden geçme durumunda bulunması gerekmektedir. Alt başlıklarda bu sıralama göze alınmış ve kinematik analiz yardımıyla yürüme döngüsü incelenmiştir (Özkan ve Söğüt, 2018). Şekil 2.21’de diz ekleminin sahip olduğu örnek kinematik verilerin hesaplanması incelenmiştir (Gülçimen ve Ülkü, 2008).



Şekil 2.21. Diz eklemine ait örnek kinematik verilerin yürüyüş analizi yardımıyla toplanması

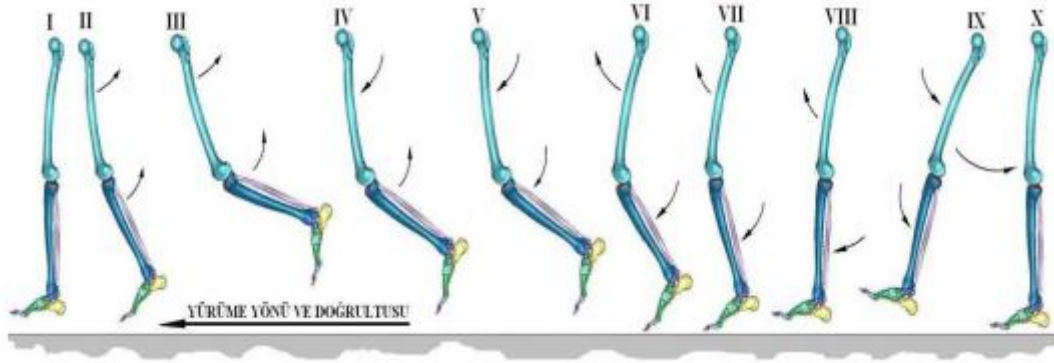
2.4.5.1. Normal Bireyin Yürüyüş Konumunun Dinamik Kuvvet Hesaplaması

Fibula, tibia, femur ve ayakta bulunan bütün kemiklerin, Şekil 2.22’de gösterildiği üzere yan ve ön taraftan birlikte bir eklem oluşturmaktadır. Diz eklemi mekanizması alt iskelet sistemi yapısında bulunan en önemli yapıdır, tibia ve femur arasındaki hareketi ve mekanik iletimi sağlamakla birlikte insan vücut ağırlığını taşıyan ve aktaran bir sistemdir. Normal durma pozisyonu dikkate alınarak alt iskelet yapısı, kişi vücut ağırlığı sebebiyle alınan yüklerin durumları ve yerleri Şekil 2.22’de görülmektedir (Özkan ve Söğüt, 2018).



Şekil 2.22. Alt ekstremitenin iskelet yapısının yük taşıma yerleri ve parçaları.

Bir kişinin iskeletinin yarısının yürüme çevrimi sırasındaki durumları Şekil 2.23’te verilmiştir. Ayrıca Şekil 2.23’te yürüme çevrimi 10 kademeli yerde gösterilmiştir. Tibia ve femurun birbirleri dikkate alınarak hareket yerleri gösterilmiştir. Yürüyüş durumlarını tanımlamak amacıyla bir tek diz eklemi dikkate alınıp ve diz ekleminde mekanik bir eklem oluşumu dikkate alınarak yorumlama yapılmıştır. Ek olarak, ayak bileğinde bulunan eklem sabit kabul edilerek ayakta bulunan kemiklerin bütün olduğu varsayılmıştır. Hem yürümenin başlaması hem de normal durma şekli I numaralı evrede gösterilmektedir (Özkan ve Söğüt, 2018).



Şekil 2.23. Yürüme çevriminin bir tam turu ve evreleri

Diz ekleminde bulunan kemiklerin hareketlerinin mekanik halleri incelenirse;

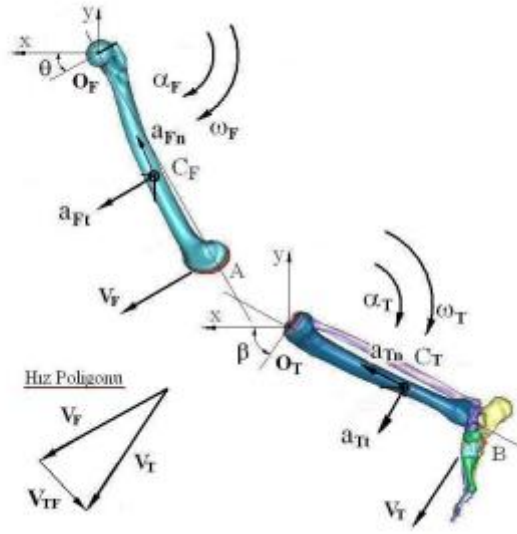
Şekil 2.23 referans alınarak, alt bölgede bulunan elemanlara etki eden dinamik büyüklük ve kuvvetler (açısal hız, tork, açısal ivme) Şekil 2.24'te görülmektedir. Bu diyagramda parçalar arasında sürtünmenin olmadığı düşünülerek kişinin vücudunun ağırlığı sebebiyle uygulanan yük incelenmiştir (Özkan ve Söğüt, 2018).

Tibia ve öteki bağlı olan parçalar femurla beraber ona bağlı bir şekilde hareket ettiği düşünüldüğünde, tibiadaki T_T torkunun olmadığı anlamına gelmektedir. Şekil 2.24'te gösterilen alt ekstremite kinematik yapısı iki elemana sahip bir mekanizmada bulunan yapıya benzetilirse, Şekil 2.24'te gösterilen diz eklemi kemiklerini meydana getiren yapıda tibia ve femur elemanlarının sırası dikkate alınarak O_T ve O_F dönme merkezlerine göre w_T ve w_F açısal hızları 2.1 numaralı formülde verildiği gibi açıklanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$w_F = \frac{d\theta}{dt} \quad w_T = \frac{d\beta}{dt} \quad (2.1)$$

Şekil 2.24'te A noktası ve B noktasının tibial doğrusal hızı V_T ve femur doğrusal hızı V_F , sırası ile O_T ve O_F dönme merkezlerine formül 2.2'deki gibi hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$V_{OF-A} = \frac{dR_{OF-A}}{dt}; \quad V_{OT-B} = \frac{dR_{OT-T}}{dt}; \quad (2.2)$$



Şekil 2.24. Alt ekstremitede bulunan iskelet sistemi kinematik yapısı ve mekanizması

Doğrusal hız ve açısal hızların arasındaki ilişki 2.3 numaralı formülle hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018).

$$|V_F| = R_{OF-A} \cdot \omega_F \quad (2.3)$$

$$V_T = V_F \pm V_{TF}$$

Tibial açısal hız ise;

$$\omega_T = \frac{V_{TF}}{R_{OT-B}} \quad (2.4)$$

Femurda ve tibiadaki ağırlık merkezleri sırasıyla C_F ve C_T açısal hız ve ivmeleriyle doğrusal ivmeler 2.5 numaralı formüldeki gibi hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$\alpha_{Fn} = R_{OT-CF} \cdot \omega_F^2 \quad (2.5)$$

$$\alpha_{Ft} = R_{OF-CF} \cdot \alpha_F$$

2.4.5.2. Femur Dinamik Kuvvet Hesaplaması

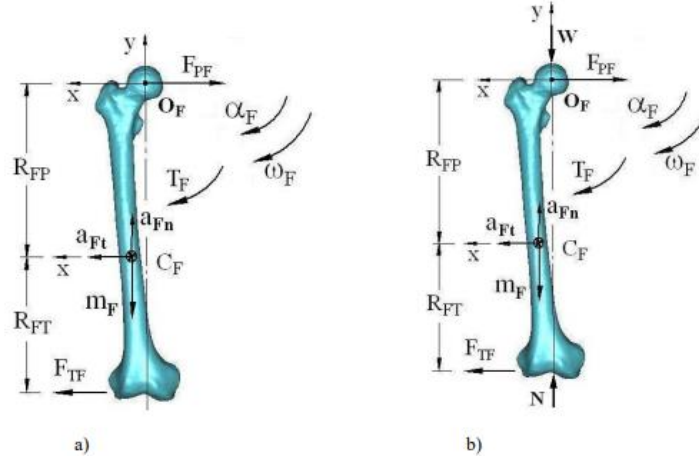
Femur üzerindeki kuvvetlerin hesabını yapabilmek amacıyla Şekil 2.25 a'da görünen femurun serbest cisim diyagramı çizilmiştir. Femur, yürüyüş işlemi sırasında femur başında bulunan kürenin merkezi (O_F) dönmenin merkezi varsayılmış x-ekseni

doğrultusunda açısal hız ve ivmeyle T_F torkunun etkisiyle hareketlendiği düşünülmüştür. Femurda bulunan ağırlık merkezi C_F ve kütlesi m_F adlandırılmıştır. Şekil 2.25 a'da gösterilen ve bağlantı parçaları dikkate alınarak R_{FP} ile R_{FT} isimlendirilen değişkenler yer vektörleridir. Ayrıca sürtünme yok sayılmıştır (Özkan ve Söğüt, 2018).

Femur kemiği x-ekseni doğrultusunda a_{Ft} teğet ivmesi, F_{T2} kuvvet ve T_F döndürme torkuyla hareketlendiği düşünüldüğünde, kuvvet denge formülü 2.6 numaralı denklemdeki görüldüğü şekilde hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$\sum F = F_{PF} + F_{TF} = m_F \cdot a_{CF} \quad (2.6)$$

$$\sum T = T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) = I_{CF} \cdot \alpha_F$$



Şekil 2.25. Femur kuvvet incelemesinin serbest cisim diyagramı

Dönme merkezi O_F olan femur x eksenine doğrultusu dikkate alınarak ve herhangi bir duruşta olduğu düşünüldüğünde yukarı tarafta bahsedilen formüllerin x ve y eksenlerindeki parçaları göz önüne alındığında, femura etki eden moment ve kuvvetlerin toplamı formül 2.7'deki gibi hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$F_{PFx} + F_{TFx} = m_F \cdot a_{CFx}$$

$$F_{PFy} + F_{TFy} = m_F \cdot a_{CFy} \quad (2.7)$$

$$T_F + (R_{FPx}F_{PFy} - R_{FPy}F_{FPx}) + (R_{FTx}F_{TFy} - R_{FTy}F_{TFx}) = I_{CF} \cdot \alpha_F$$

Şekil 2.25b’de açıklandığı üzere, femura kişinin vücut ağırlığı sebebiyle W_F adında fazladan yüklenme olduğu düşünülürse W_F kişi vücut ağırlığının tersine karşı olarak, N_F adında bir tepki kuvveti meydana getirir. Bu şekilde, vücudun ağırlığının etkisiyle femura etki eden W_F yükünün sayısal verisi bulunabilir hale gelecektir. Sürtünme yok sayılarak femur moment ve kuvvetleri formül 2.8’deki gibi hesaplanabilir (Özkan ve Söğüt, 2018);

$$F_{PF} + F_{TF} + W_F + N_F = m_F \cdot a_{CF} \quad (2.8)$$

$$T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) + (R_{FW} \times W_F) + (R_{FN} \times N_F) = I_{CF} \cdot \alpha_F$$

2.4.5.3. Diz Altında Bulunan Kemiklerinin Dinamik Kuvvet Hesaplaması

Tibia üzerindeki bulunan kuvvetlerin incelemesinin yapılabilmesi amacıyla Şekil 2.26 a’da tibia üzerindeki serbest cisim diyagramı gösterilmiştir. Sürtünme yok sayılmıştır. Yürüyüş sırasında tibia, tibia alanı üzerinde olan O_T merkezini dikkate alarak dönme hareketini gerçekleştirir (Özkan ve Söğüt, 2018).

Şekil 2.26 a’da bulunan ve bağlantı noktalarına göre isimlendirilen R_{T3} ve R_{TF} değişkenleri yer vektörleridir. Bu şekilde, $-F_{TF} = F_{FT}$ olduğu düşünülerek F_{T3} kuvvetine ait değer bulunabilir. C_T tibianın ağırlık merkezi, m_T kütlesi, tibiaya etki eden ω_T açısal hızı, T_T torku ve α_T açısal ivmesiyle x eksenini doğrultusunda hareket gerçekleştirdiği düşünüldüğünde, kuvvet hesaplaması formül 2.9 daki gibi yapılabilir (Özkan ve Söğüt, 2018).

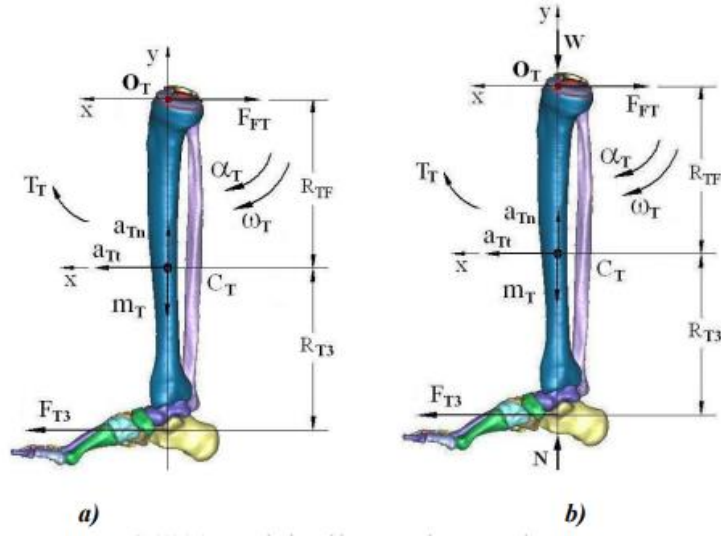
$$F_{T3} + F_{FT} = m_T \cdot a_{CT} \quad (2.9)$$

$$T_T + (R_{T3} \times F_{T3}) + (R_{TF} \times F_{FT}) = I_{CT} \cdot \alpha_T$$

$$F_{FTx} + F_{T3x} = m_T \cdot a_{CTx} \quad (2.10)$$

$$F_{FTy} + F_{T3y} = m_T \cdot a_{CTy}$$

$$T_T + (R_{TFx}F_{FTy} - R_{TFy}F_{FTx}) + (R_{T3x}F_{T3y} - R_{T3y}F_{T3x}) = I_{CT} \cdot \alpha_T$$

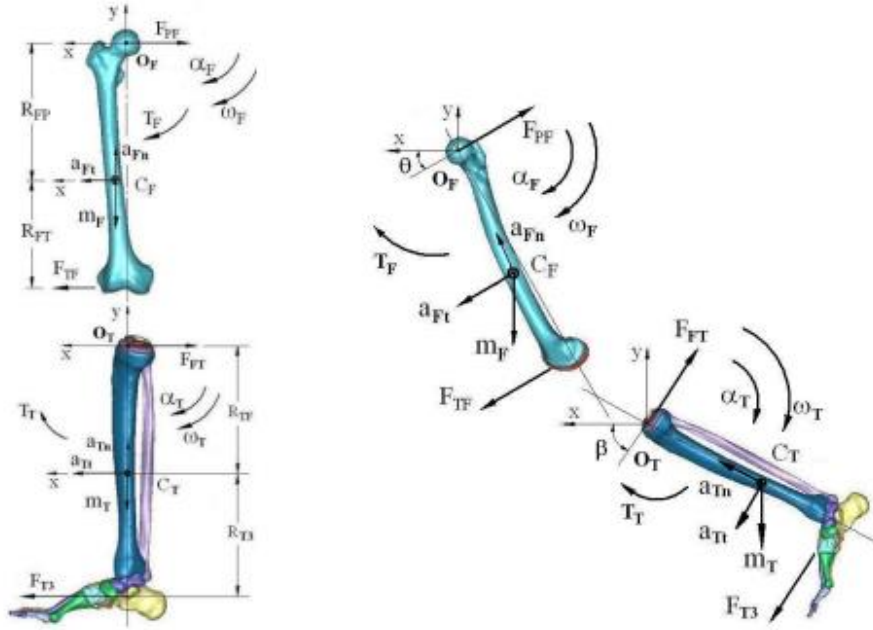


Şekil 2.26. Diz altı kemiklerinin serbest cisim diyagramı

Tibiaya etki eden kuvvetlerin W_T - N_T uygulama noktalarıdır. Sürtünme kuvveti göz önüne alınmadan tibia ile alakalı moment ve kuvvetleri formül 2.11’de görüldüğü şekilde hesaplanabilir. Şekil 2.27’de V. yürüme aşamasındaki diz eklemi kemikleri anlık serbest cisim diyagramı gösterilmektedir (Özkan ve Söğüt, 2018).

$$F_{PF} + F_{TF} + W_T + N_T = m_T \cdot a_{CT}$$

$$T_F + (R_{FP} \times F_{PF}) + (R_{FT} \times F_{TF}) + (R_{TW} \times W_T) + (R_{TN} \times N_N) = I_{CT} \cdot \alpha_T \quad (2.11)$$



Şekil 2.27. V. Yürüme evresindeki diz eklemi kemiklerinin serbest cisim diyagramı

2.5. Dış İskelet Sistemleri

Merkezi sinir sistemi bozukluğu olan tüm hastalar için yürüyüşün geri kazanılması rehabilitasyonun ayrılmaz bir parçasıdır (Sale ve diğ., 2012). Tekerlekli sandalyeye bağımlı kalmak hem omurilik yaralanması olan hem de rehabilitasyon tedavisi sağlayan yerlerin endişelerinin başında gelmektedir (Zeilig ve diğ., 2012).

İnme, omurilik hasarı veya diğer ilgili hastalıkların neden olduğu hareket kısıtlılığı olan kişilerin sayısı hızla artmaktadır. Bu insanların yaşam kalitesini yükseltmek için, yürüme kabiliyetlerini yeniden kazanmalarına yardımcı olmak önem arz etmektedir. Bu nedenle ihtiyaç sahipleri için yürüme gibi normal yaşam döngüsüne destek sağlayan cihazlar büyük talep görmektedir. Son zamanlarda terapistlerin yükünü azaltabilecek, etkili ve tekrarlayan yürüyüş eğitimi verebilecek robotik cihazlar önem kazanmıştır (Chen ve diğ., 2016).

Omurilik yaralanmasının ciddiyeti (düzeyi ve tamlığı), bireyin yaşı, tıbbi / fizyolojik / psikolojik durumu, sosyal ve ekonomik durumu gibi faktörlerin tümü, bu tür cihazlardan yararlanma yeteneğini etkiler. Bununla birlikte, tüm faktörler olumlu olsa bile, bu tür sistemlerin kullanımı çoğunlukla fonksiyonel yürüyüşten ziyade tedavi amaçlıdır (Zeilig ve diğ., 2012). Nörolojik rahatsızlıklar sonrasında kullanılan destek araçlarından biri olan dış iskelet, geçirilen rahatsızlık sonrası hastaya günlük yaşamda yardımcı olmak için önemli bir rol oynamaktadır. Yardımcı bir cihaz olarak dış iskelet, insan vücuduna karşılık gelen eklemler ve bağlantılar içeren harici bir yapısal mekanizmadır (Sale ve diğ., 2012). Dış iskeletler genel olarak Tablo 2.4'te gösterildiği gibi sınıflandırılabilir (Tejera, 2020).

Ayrıca dış iskelet, bir bireyin gücünü artırabilen, giyilebilir, mekanik ve dış bir yapı olarak tanımlanabilir (Gopura ve Kiguchi, 2009). Dış iskelet sistemleri, vücudun farklı bölümlerine güç ve destek sağlayabilirler. Bu dış iskeletleri alt ekstremitelere (alt vücut dış iskeletleri), üst ekstremitelere (üst vücut dış iskeletleri), hem üst hem de alt ekstremitelere, vücudun belirli bölüm veya eklemlerine olmak üzere sınıflandırılabilir. Bu dış iskelet sistemleri aktif ve pasif dış iskelet sistemleri olarak da iki şekilde sınıflandırılabilir (Tejera, 2020).

Aktif olarak adlandırılan bir dış iskelet, kişinin eklemlerini hareket ettirmeye yarayan ve insanın gücünü arttıran gücünü artıran birden çok aktüatörden oluşur. Bu aktüatörler elektrik motorları, hidrolik aktüatörler, pnömatik kaslar veya diğer tipler olabilir. Pasif olan dış iskelet sistemi ise içinde bir tane bile aktüatör barındırmaz, bu aktüatörlerin yerine insanın hareketiyle elde ettiği enerjiyi depo eden ve bu enerjiyi bir hareketi ya da duruşu destekleme amacıyla ve ihtiyacı olduğu zaman kullanan malzemeler kısacası yaylar veya amortisörler kullanır (Looze ve diğ., 2016).

Dış iskeletlerin uygulama alanına baktığımızda ise genel itibariyle askeri, rehabilitasyon veya endüstriyel amaçları karşımıza çıkar. Ticari olarak temin edilebilen dış iskeletlerin çoğu rehabilitasyon amacıyla geliştirilmiştir. Bunun yerine, endüstriyel dış iskeletler açısından, aktif dış iskeletler hala bir araştırma ve geliştirme aşamasındayken, pasif dış iskeletler hâlihazırda piyasada mevcuttur (Spada ve diğ., 2019).

Hastaların yürüyebilmelerine katkı sağlayan farklı dış iskelet tasarımları mevcuttur. Bu tasarımlar, kişinin anatomik yapısı dikkate alınarak tasarlanan robotlardır. Bu robotik sistemler çoğunlukla ağır yük taşıma, oturma, yürüme, koşma, kalkma, gibi temel işlemlerde kişiyi desteklemek amacıyla geliştirilmektedir, bunlara ek olarak iyileştirme ve rehabilitasyon amacıyla da kullanılabilir. Aynı zamanda bu sistemler, bacakların doğal yürüme şeklini taklit ederken bağımsız ve kontrollü bir yürüyüş sağlamaktadır (Şahin, 2014). Örnek verecek olursak; İlk ve en çok kullanılan dış iskeletin alt ekstremite robotu Lokomat™'dir (Hocoma SA, İsviçre) (Sale ve diğ., 2012). Rewalk harici olarak güçlendirilmiş yürüyüşü kontrol etmek için kullanıcının hareketlerini kullanan benzersiz bir dış iskelet robotik cihazdır (Zeilig ve diğ., 2012).

Alt ekstremite dış iskeletleri öncelikle üç tür uygulama için geliştirilmiştir. İlk uygulama kas-iskelet gücü, motor kontrol ve yürüme rehabilitasyonunda hareketlilik bozukluğu olan hastalara yardım amacıyla yürüyüş rehabilitasyonuna odaklanır. İkinci uygulama, alt ekstremitelerinde motor ve sensör işlevini kaybetmiş felçli hastalara yönelik insan hareket yardımcısıdır. Dış iskeletlerden gelen yardım, bu hastaların sağlam vücut yapılı bir kişi gibi ayağa kalkma, oturma ve yürüme becerilerini yeniden kazanmalarına yardımcı olur. Dış iskeletlerin üçüncü uygulaması, sağlıklı insanların fiziksel yeteneklerini geliştirmeyi yani insan gücünü arttırmayı amaçlamaktadır (Chen ve diğ., 2016).

Tablo 2.4.Dış İskeletlerin genel olarak sınıflandırılması.

Vücut Kısmı Odaklı	Yapı	Aksiyon	Güçlendirilmiş Teknoloji	Amaç	Uygulama Alanı
Tüm vücut	Sert	Aktif	Elektrik aktüatör	Kurtarma	Askeri
Üst vücut			Hidrolik aktüatör		Klinik
Alt vücut			Pnömatik aktüatör		Araştırma
Belirli bölüm	Yumuşak	Pasif	Hibrit	Performans	Sanayi
Belirli eklemler			Mekanik Sistem		Sivil
Diğerleri			Diğerleri		Diğer alan

2.5.1. Yürüyüş Rehabilitasyonu İçin Alt Ekstremit Dış İskeletleri

Tıbbi olarak, ilk robotik dış iskelet sistemi, Hocoma tarafından geliştirilen Lokomat'tır ve Şekil 2.28'de Lokomat yürüyüş rehabilitasyon robotu gösterilmektedir. Lokomat, bir koşu bandı üzerine monte edilmiş bir yürüyüş ortezinden ve onu destekleyen bir ağırlık destek ünitesinden oluşur. Lokomat, özellikle alt ekstremit problemleri için fonksiyonel yürüyüş eğitimi sağlayarak hastanın yürümesini destekler ve yardımcı olur (Çalıkları ve diğ., 2020). Şekil 2.29'da Robotik Ortez Lokomat gösterilmektedir (Chen ve diğ., 2016).

Diğer bir tıbbi robot, Delaware Üniversitesi tarafından yürüme engelli hastaların kullanabilmesi amacıyla geliştirilen Aktif Bacak Dış İskeleti (ALEX) yürüyüş rehabilitasyon robotudur. ALEX, insanları istenen yörüngede düzenli yürüme düzenine göre hareket ettirmek amacıyla bir kuvvet alanı kontrolörü kullanılarak tasarlanmıştır. Sagittal düzlemin kalça ve diz eklemleri aktüatörlerle doğrusal olarak hareket ederken bilek eklemleri pasif olarak yaylarla tasarlanmıştır. Kalça ve diz eklemleri insan eklemleri hakkında geri bildirim için kuvvet-tork sensörleri ve kodlayıcılarla donatılmıştır. ALEX, klinik olarak onaylanan bir dış iskelet yürüyüş sistemidir. İnme hastalarının rehabilitasyonunda etkin bir şekilde kullanılmaktadır. İnsan yürüyüş modeli ve eğitimi, ortalama bir kişinin yürüme mesafesine ve hızına çok yakındır. Böylelikle güvenli ve

etkili yürüyüş sağlar. ALEX III Yürüyüş Rehabilitasyon Robotu Şekil 2.30’da gösterilmiştir (Çalıküsu ve diğ., 2020).



Şekil 2.28. Lokomat yürüyüş rehabilitasyon robotu



Şekil 2.29. The Robotic Orthosis Lokomat

Ekso Bionics (Richmond, CA, ABD) tarafından geliştirilen Ekso GT dış iskeleti, çeşitli seviyelerde alt ekstremité zayıflığı olan hastaların yardımı ve rehabilitasyonu için tasarlanmış giyilebilir bir dış iskelet giysisidir. Felçli hastalar ve felç geçirenler gibi daha düşük hareketlilik bozukluğu olan diğer hastalar gibi geniş bir hasta yelpazesi için

uygundur. Rehabilitasyon uygulaması için, hastanın ihtiyacına göre dış iskelet tarafından sağlanan yardım seviyesini ayarlayabilen "değişken destek" özelliğine sahiptir. Klinik çalışmalar, Ekso GT dış iskeleti ile yürüyüş eğitiminin hastaları doğru bir adım modelini yeniden öğrenmede desteklediğini ve geleneksel rehabilitasyona kıyasla daha hızlı bir hızda daha fazla sayıda adım atmalarını sağladığını doğruladı. Şekil 2.31’de Ekso dış iskeleti gösterilmiştir (Chen ve diğ., 2016).



Şekil 2.30. ALEX III Gait Rehabilitation Robot.



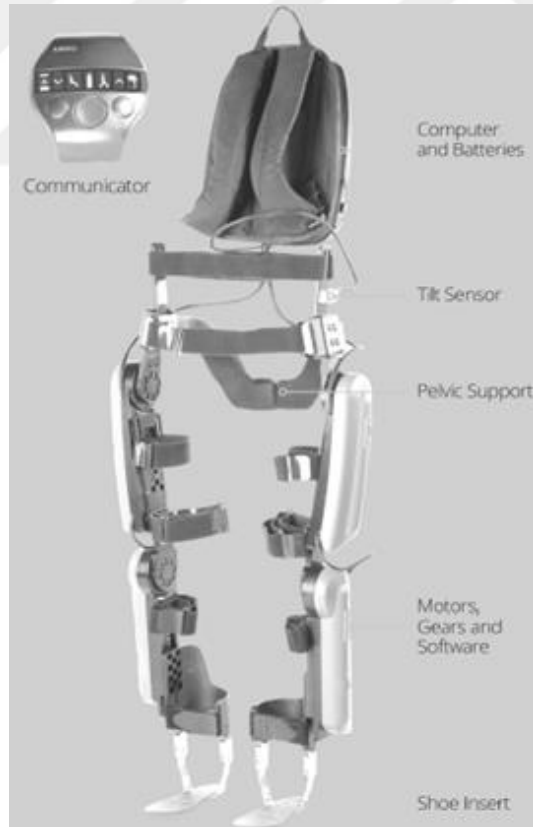
Şekil 2.31. Ekso Dış İskeleti

2.5.2.İnsan Hareket Yardımı İçin Alt Ekstremité Dış İskeletleri

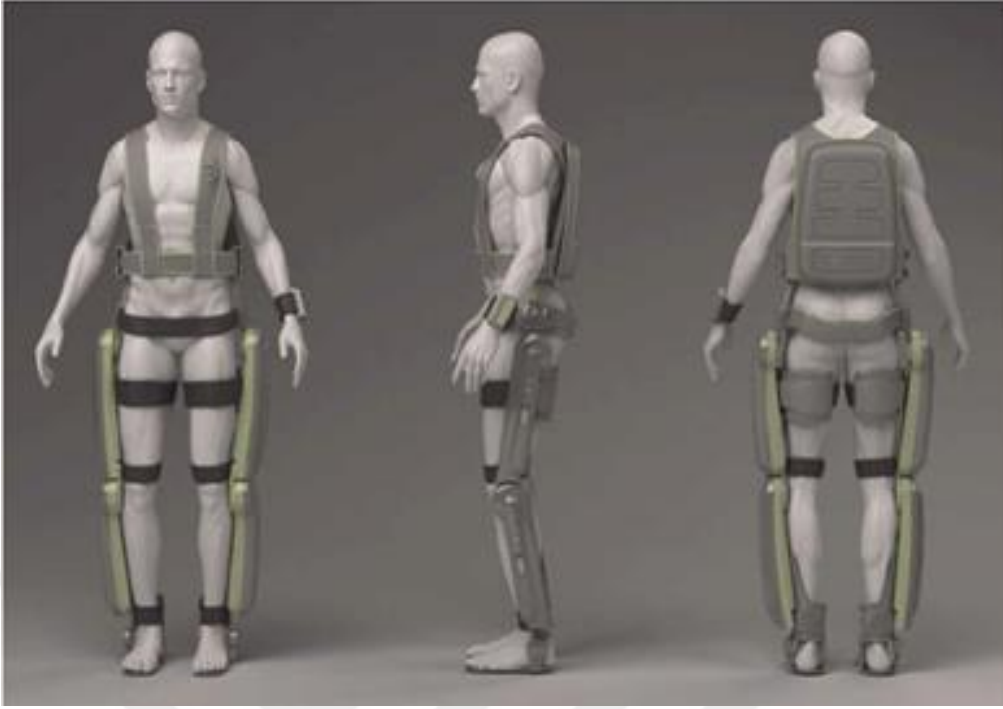
Rewalk, SCI’li bireylerin bağımsız olarak yürümesine izin veren güçlendirilmiş bir dış iskelettir. Rewalk, şarj edilebilir pillerle çalışan bir çift kalça ve bir çift diz eklem motoru

ve kullanıcı tarafından giyilen bir sırt çantasına yerleştirilmiş bir kontrol sistemi içerir. Sistem tamamen bağımsızdır ve özneye yöneliktir. Kullanıcılar, minör gövde hareketleri ve bir bileklik kontrolörü ile kendi yürüyüşlerini kontrol ederler. Şekil 2.32’de Rewalk cihazının temel yapılandırması gösterilmektedir (Talaty ve diğ., 2013). Şekil 2.33’te Rewalk cihazı gösterilmektedir (Zeilig ve diğ., 2012).

Dış iskelete yardımcı olan bir başka yürüyüş de Goldfad tarafından geliştirilen Vanderbilt'tir ve alt ekstremité sorunları olan hastalara yürüyüş yardımı sağlamak amacıyla üretilmiştir. Hastanın kalça ve diz eklemlerine yerleştirilen sensörlerden gelen veriler gömülü bir bilgisayar sistemi ile değerlendirilerek, diz ve kalçadaki aktüatörlerle hastanın tekrarlayan hareketler yapmasına izin verilir. Vanderbilt'in bir başka özelliği de robotik yardımla işlevsel elektriksel uyarıdır. Bu özellik, robotun kaslarla çalışmasını sağlarken aynı zamanda enerji tüketimini azaltır ve hastanın fizyolojik yaralarını iyileştirmeye yardımcı olur (Chen ve diğ., 2016).



Şekil 2.32. Rewalk cihazının temel yapılandırması.



Şekil 2.33. Rewalk

Çin Hong Kong'daki Hong Kong Çin Üniversitesi'nde (CUHK-EXO) geliştirilen alt ekstremite dış iskeleti, felçli hastaların hareket yardımını hedeflemektedir. Dış iskelet sistemini hastaların ve terapistlerin öğrenmesini ve kullanmasını kolaylaştırmak için akıllı telefon uygulaması da geliştirildi (Chen ve diğ., 2016). Ayrıca ön düzlemde ve enine düzlemde vücut ağırlığını dengelemek ve hareket yönünü kontrol etmek dahil olmak üzere insan hareketlerinin benzer işlevlerini gerçekleştirmek için bir çift akıllı koltuk değneği geliştirilmiştir. Hong Kong Çin Üniversitesi'nde geliştirilen alt ekstremite dış iskeleti CUHK-EXO 'nun genel mekanik yapısı Şekil 2.34'te gösterilmektedir. Hafiflik ve yüksek sertlik sağlamak için ağırlıklı olarak alüminyum alaşımdan (7075-T651) yapılmıştır. Ayrıca transmisyon mili için çelik ve kuşak için yüksek yoğunluklu polietilen gibi diğer bazı malzemeler de kullanılmaktadır. CUHK-EXO 'nun mekanik yapısı ayarlanabilir olacak şekilde tasarlanmıştır ve 1,55 m ile 1,85 m arasında değişen yükseklik aralığında kullanıcıları barındırabilir. Askılar ve kayışlar, kullanıcıyı dış iskelete bağlamak ve böylece yardımcı kuvveti / torku dış iskeletten kullanıcıya iletmek için bel, uyluk, gövde ve ayak bölümlerinde tasarlanmıştır (Chen ve diğ., 2016), (Chen ve diğ., 2017).



Şekil 2.34. Hong Kong Çin Üniversitesi'nde geliştirilen alt ekstremité dış iskeleti

2.5.3. Antropometri

Fiziki Antropoloji insanın fiziki özelliklerini, biyolojik çeşitlilik ve cinsiyetini temel alarak şekillenen özelliklerini inceleyen bilim dalıdır. Fiziki antropologlar da evrensel olarak kabul görmüş birçok tekniği birlikte kullanarak, insanlara ve etnik özelliklerine yönelik popülasyon düzeyinde saptamalar yaparlar. Bu çıkarımlar neticesinde farklı alanlarda kullanılabilecek veriler elde edilir. İnsan beden yapısının sayılarla ifade edildiği tekniğe antropometri denir (Özkoçak ve diğ., 2019).

Antropometrik ölçümler statik ve dinamik durum olmak üzere iki şekilde elde edilir. Statik durumdayken anatomik pozisyonda veya kişi sabit dururken boy, uzunluk, çevre ölçümü ve deri kalınlığı gibi ölçümler alınır. Dinamik durumda ise kişilerin eğilme, uzanma, dönme ve zıplama vb. hareketleri yapabilme becerilerinin ölçümüne dayanmaktadır. Ölçümler şeritmetre, antropometre, çap pergeli, gonyometre vb. aletler ve dijital bazı yöntemler kullanılarak gerçekleştirilir (Özkoçak ve diğ., 2019). Genel itibarıyla antropometrik ölçümler aşağıdaki gibi sıralanmaktadır.

- Ağırlık, boy, beden kitle indeksi,
- Alt ve üst ekstremitelerde uzunluk ölçümleri,
- Çap ölçümleri (Omuz, dirsek, el ve ayak bilek vb.)
- Çevre ölçümleri (Baş, omuz, bel, bacak çevresi, kalça vb.)
- Deri kıvrım kalınları (Özkoçak ve diğ., 2019).

Bir insanın alt ekstremita antropometrik ölçüleride aşağıdaki gibi açıklanabilir.

- Alt ekstremita uzunluğu: Spina iliaca anterior superior ve malleolus medialis arasındaki uzaklıktır.
- Bacak uzunluğu: İnsan anatomik pozisyondayken patellanın orta noktası ve ayak tabanı arasındaki uzaklıktır.
- Uyluk uzunluğu: İnsan anatomik pozisyondayken uyluk kemiğinin trochanter majör dış çıkıntısının üst ucu ve patella orta noktası arasındaki uzaklıktır.
- Ayak uzunluğu: Topuğun arka noktası ve ayaktaki en uzun parmağın uç noktaları arasındaki uzaklıktır.
- Uyluk çevre ölçümü: Uyluk orta noktasından yapılır.
- Kalça çevre ölçümü: İnsan anatomik pozisyondayken mezura yardımıyla dokular sıkıştırılmadan kalçanın en geniş bölümünden yere paralel olacak şekilde yapılır.
- Bacak çevre ölçümü: Bacak orta noktasından yapılır.
- Ayak genişliği: 1. ve 5. Parmaklar arasındaki metatarsophalangeal eklemlerin iç ve dış kenarları arasındaki uzaklıktır.
- Ayak indeksi: Metatarsophalangeal genişliğin ayak uzunluğuna olan oranının yüz ile çarpılması ile bulunur.
- Bacak indeksi: Bacak uzunluğunun uyluk uzunluğuna oranının yüzde ile ifade edilmesidir (Yücel ve diğ., 2017).

2.5.4. Chairless Chair

Endüstriyel alanda işçilerin iş yükünü, yorgunluklarını en aza indirmek ve verimliliklerini arttırmak amacıyla Chairless Chair adı verilen dış iskelet tasarlanmıştır. Chairless Chair Şekil 2.35'te gösterilmiştir. Chairless Chair, İsviçre şirketi Noonee tarafından otomotiv firmalarıyla ortaklaşa geliştirilen esnek, giyilebilir ergonomik bir oturma desteğidir. Chairless Chair, özellikle işçilerin uzun süre ayakta durması gereken ve geleneksel

oturma desteklerinin çalışma alanına müdahale edeceği için uygun olmadığı üretim şirketleri için tasarlanmıştır (URL-4, 2021).

Chairless Chair, pasif endüstriyel dış iskelettir; kullanıcının ayakta durma ve oturma pozisyonu arasında rahatça geçiş yapmasına olanak tanıyan ayakta çalışma yerleri için giyilebilir bir oturma desteğidir. Kullanıcı oturduğunda, cihaz kullanıcı tarafından seçilen bir yükseklikte yerine kilitlenir ve oturma desteği sağlar (Spada ve diğ., 2019).



Şekil 2.35. Chairless Chair

Şekil 2.36'da gösterilen sandalyesiz sandalye çalışmasında ana malzeme olarak demir kullanılmıştır. Pasif dış iskeletin bacaklara entegre olabilmesi içinde kayış kullanılmıştır. Bunun dışında sandalyesiz sandalyeyi yapmak için kullanılan diğer ekipmanlar perçin, mil, somun, cıvata, makine olarak ise delme makinesi, taşlama makinesi ve ark kaynak makinesi kullanılmıştır (Dhanavade ve diğ., 2001).

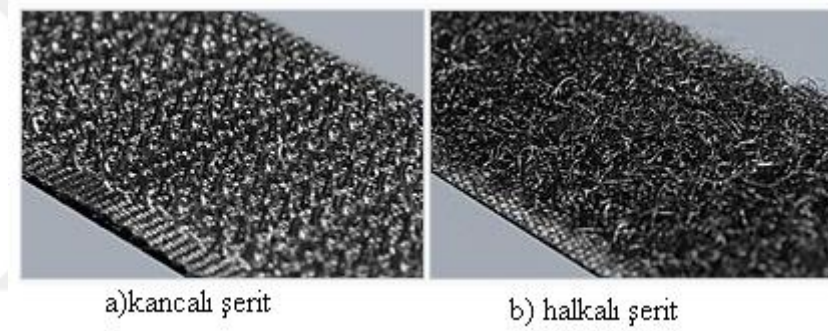


Şekil 2.36. Örnek Chairless chair imalatı.

2.6. Cırtcirt Bantlar

Cırtcirt, çoğu alanda kullanılan ve birçok şeyi bir arada tutmayı sağlayan yapıdır. Yapay malzemelerden elde edilir, bir tarafı kancalı öteki tarafı halkalı olan ve birbirlerine tutunabilen kumaşlardır (URL-5, 2021).

Cırtcirt bantlarını yabani otların insanların elbiselerine ve hayvanların kürklerine sürtünerek yapıştığını ve bu yapışmanın güçlü kuvvetini gören Mühendis George de Mestral 1941 yılında keşfetmiştir. 1955 yılında alınan patent süresinin dolmasından ötürü ilk üretici Velcro'dan başkaları da cırtcirt bantların üretimine başlamıştır. Günümüzde 300'den çok cırtcirt bant markası mevcuttur. Şekil 2.37'de cırtcirt bant gösterilmektedir (URL-5, 2021).



Şekil 2.37. Cırt cirt bant a) kancalı şerit b) halkalı şerit.

2.7. 3B Yazıcı Teknolojisi

3B olarak tasarlanan sanal bir nesnenin kompozit, polimer ya da reçine gibi malzemelerden kimyasal ve ısı işlemler yoluyla üretilme işlemine 3B baskı adı verilmektedir. Bu baskılar farklı türlerde hammadde ile gerçekleştirilebilir. PLA ve ABS sert plastikleri en yaygın kullanıma sahip hammaddeler olarak bilinmektedir (URL-6, 2021). 3B yazıcıların genel özellikleri Tablo 2.5'te gösterilmektedir (Yıldırım ve diğ., 2018).

Herhangi bir tasarım programında üç boyutlu olarak modellenen nesne “.STL” olarak kayıt edilir. Bu şekilde model, parçayı bölümlere ayırmaya hazırlanmış olur. 3B model oluşturulduktan sonra modelin 3B yazıcıya aktarılması için ara yüz programına aktarılır. Bu şekilde 3B nesnenin dolgu geometrisi, doluluk oranı, katman yüksekliği gibi

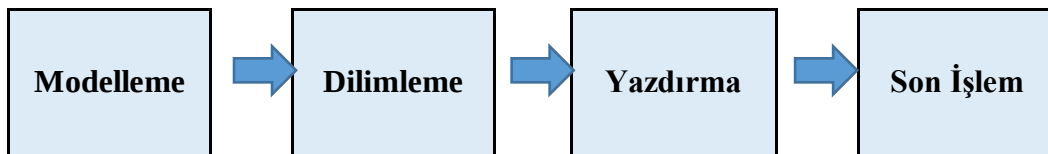
özellikleri kullanıcı tarafından belirlenir. Ara yüz programında yazdırma özellikleri belirlendikten sonra model dilimlenir. Son olarak üretim kodları ve yazıcı uç yolları türetilmiş olur (Evlen ve diğ., 2019). 3B yazdırma teknolojisi adımları Tablo 2.6’da, 3B yazıcıların kullanılan üretim tekniğine göre sınıflandırılması Tablo 2.7’de gösterilmektedir (Şahin ve Turan, 2018).

3B baskı teknolojisinin seçim işlemi, ürünün teknik detaylarına, kullanılması gereken malzemeye, ürün tasarımına ve üretilecek ürüne bağlıdır. FDM (Birleştirmeli Yığılma Modeli) teknolojisi en yaygın kullanılan 3B yazıcı teknolojisidir ve plastik parça üretimi bu teknoloji ile mümkündür. Malzemeler toz ya da filament şeklinde kullanılabilir. Her bir teknolojinin çalışma prensibi farklıdır. Kısaca bakıldığında 3B yazıcıların çalışma prensibi üç ekseninde hareket eden tabla üzerinde parçanın katman katman üretilmesidir (URL-7, 2021).

Tablo 2.5. 3B yazıcıların genel özellikleri

AVANTAJLARI	DEJAVANTAJLARI
Kullanım alanının çok geniş olması	Ücretlerinden dolayı bireysel kullanımda yaygınlaşmamış
Maliyet ve zamandan tasarruflu olması	Hammadde kısıtının olması
Geometrik olarak kısıtlama olmaması	Renk ve doku seçeneklerinin sınırlı olması
Çevre dostu olması	Gizlice çoğaltma işlemlerinin fazla olması
Yedekleme olanağı olması	Seri üretime göre daha pahalı olması
Hemen sonuç alma olanağı	Silah, tüfek vb. yapımında kötü amaçlı olarak kullanılabilmesi
Orijinale benzer sonuçlar alma imkânı sunması	Orijinal boyutlarda ürün geliştirme zorluğu

Tablo 2.6. 3B Yazdırma Teknolojisi Adımları

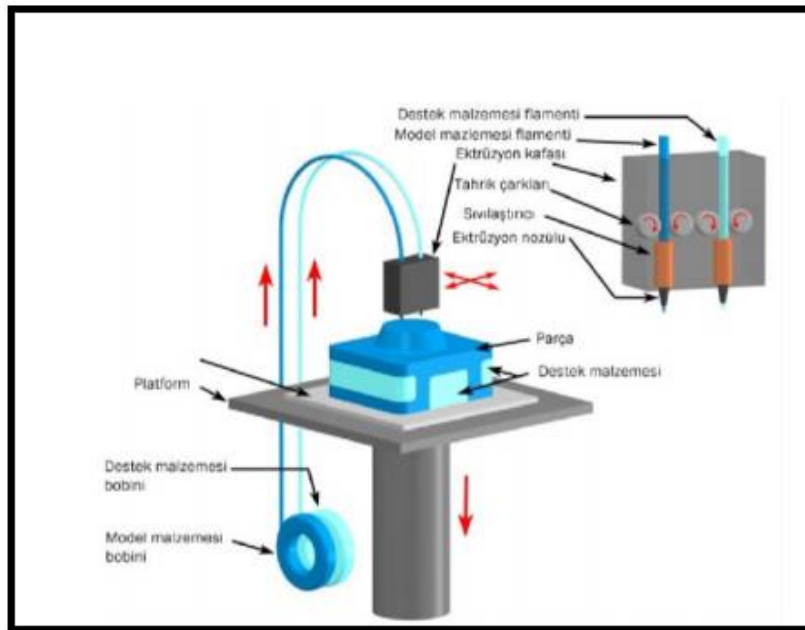


Tablo 2.7. 3 boyutlu yazıcıların kullanılan üretim tekniğine göre sınıflandırılması.

3B yazdırma teknolojileri	FDM- Birleştirmeli Yığma Modeli
	Poly Jet- Eklemeli Üretim Modeli
	SLS- Seçici Lazer Sinterleme
	SLA- Tarayarak Işık ile Kürleme Tarayarak
	LOM- Tabakalı Yapıştırılmalı Parça İmalatı
	Binder Jet- Bağlayıcı Püskürtme Tekniği

2.7.1. FDM (Fused Deposition Modeling) Teknolojisi

FDM (Eklemeli Yığma Modeli) Teknolojisi S.Scott Crump tarafından 1980'lerin sonlarına doğru geliştirilmiş ve ticari olarak 1991'de piyasada yerini almıştır (URL-8, 2021). Eklemeli yığma modeli olarak adlandırılan bu yöntem en çok tercih edilen ve kabul gören yöntemdir. Bu yöntem bir baş bölümünün x, y ve z eksenlerinde yaptığı harekete göre geliştirilmiştir. Temel olarak yatay eksen alınır ve üçüncü eksen üzerinde yığma işlemi yapılarak model oluşturulur. Baş olan bölüm ısı yardımıyla malzemeleri eritir ve şekillendirme yapılır. Bu işlemlerde ne çok Polilaktik Asit ve Akrilonitril Butadin Stiren tercih edilir. FDM Teknolojisinde en yüksek malzeme mukavemeti plastik malzemelerde gerçekleştirilir (Şahin ve Turan, 2018). Şekil 2.38'de birleştirmeli yığma modeli diyagramı gösterilmektedir (Kaygusuz ve Özerinç, 2018).



Şekil 2.38. Birleştirmeli yığma modeli çalışma diyagramı

Eriyik Yığılma Modelleme ile üretilen nesneler, aynı ham malzeme için diğer katmanlı üretim yöntemleri dikkate alındığında baskı yönünden ve mekanik davranış açısından daha iyi özellikler sunar. FDM yöntemi ve benzer yöntemler ile metal, termoplastik ve seramik gibi malzemeler dahi basılabilmektedir. Bu gruplar arasında en yaygın kullanılan grup ise termoplastiklerdir (Kaygusuz ve Özerinç, 2018). Şekil 2.39’da FDM Teknolojisi üretilen örnek çalışmalar gösterilmektedir (URL-7, 2021).



Şekil 2.39. FDM Teknolojisi Örnek Çalışmalar.

2.8. Biyomalzemelerin Tarihi

Bilimsel olarak biyomalzemeler alan olarak yeni olmasına rağmen uygulama yönünden bakıldığında kullanımları çok eski zamanlara dayanmaktadır. Mısır’daki mumyalarda bulunmuş olan yapay iş, burun ve gözler buna kanıt olarak gösterilebilir (Gümüşderelioğlu, 2002). Biyomalzemelerin kısaca tarihi Tablo 2.8’de görülmektedir (Uyan, 2019).

2.9. Biyomalzemeler

Herhangi bir nesne, ürün veya yapı elemanı üretmek adına kullanılan maddeler malzeme olarak anılır. Biyolojik olarak aktif olmayan dokuları, zedelenmiş organları iyileştirmek veya onları desteklemek için vücutta kullanılan malzemeler biyomalzeme olarak adlandırılır. Bir başka deyişle, biyolojik dokular ile uyum göstererek, biyolojik dokulara zarar vermeden biyolojik doku içerisine implante edilebilen malzemelere biyouyumlu malzemeler denir. Bu malzemeler vücudun hasar gören doku, organ veya işlevinin bir süreliğine kısmen ya da tamamıyla yerini alır veya iyileştirir. Bir malzeme insan vücudunda kullanılıyor ise bu malzemenin mekanik etkilere, kimyasal etkilere, sıcaklık ve radyasyona dayanabilmesi ve osteointegrasyon özelliğine sahip olması istenmektedir.

(Köse, 2016). Herhangibir malzemenin vücut dokularına hem fiziksel hem kimyasal hem de biyolojik uyumuna ek olarak mekanik olarak da sağladığı optimum uyuma biyouyumluluk denir. Bu özelliği taşıyan malzemeler biyomalzemelerdir. Biyouyumluluk bir malzemenin dayanımından sonra en önemli özelliğidir. Biyouyumluluk özelliğine sahip olan malzeme etrafındaki dokularda pıhtı, iltihap gibi kötü etki yapmayan malzemedir (Güven, 2010). Biyomalzemelerin biyouyumlu, korozyona dayanıklı ve iyi mekanik özellikler taşıması beklenmektedir. Bu özelliklere ek olarak, kolay şekillendirilir olmaları, zehirli ürünler salgılamamaları, alerjik tepkimelere sebep olmamaları ve sterilizasyon sırasında özelliklerini kaybetmemeleri de önemlidir. Üstün mekanik özellikler ve biyouyumluluk beklendiği için seçilen biyomalzemenin kullanım yerine göre uygun olması önemlidir (Güven, 2014). Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik ürünler Tablo 2.9’da gösterilmektedir (Özkan ve diğ., 2016).

Tablo 2.8. Biyomalzemelerin Tarihi

Yıl	Gelişme
600 A.D.	İlk enjekte edilebilir malzeme, diş implantı
1891	İlk suni kalça implantı
1949	İlk başarılı göz içi lensi
1952	İlk titanyum implant
1954	Nanopartiküllerin ilk kez gündeme gelmesi
1960	Starr-Edwards kalp kapakçığı
1960	Diyaliz makinesi icadı
1961	İlk başarılı kalça eklemi protezi
1979	Manyetik mikroküreler
1991	DNA taşıyabilen nanopartiküller
1994	Kovalent bağlı PEG zincirli nanopartiküller
1997	Fare üzerindeki Vacanti kulağı
2006	Doku mühendisliği ile üretilmiş özkaynaklı mesane
2007	Katlanabilen ve bükülebilen pillerin kalp pili olarak kullanılması
2007	hES hücre gelişimi için üç boyutlu biyobozunur polimer yapı iskeleleri
2015	3-B yazıcı ürünleri

Biyomalzemelerin kullanım alanları genel olarak aşağıdaki gibidir. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler Şekil 2.40’ta gösterilmektedir (Güven, 2014).

1. Hasar görmüş ya da hastalıklı dokuların yerine kullanılması (protezler, diyaliz),
2. Tedaviyi desteklemek (vida, tel ve ameliyat ipliği),
3. İşlevselliği arttırmak amacıyla (kalp pili, lens, işitme cihazı),
4. Kozmetik sorunları gidermek amacıyla (silikon, diş teli),

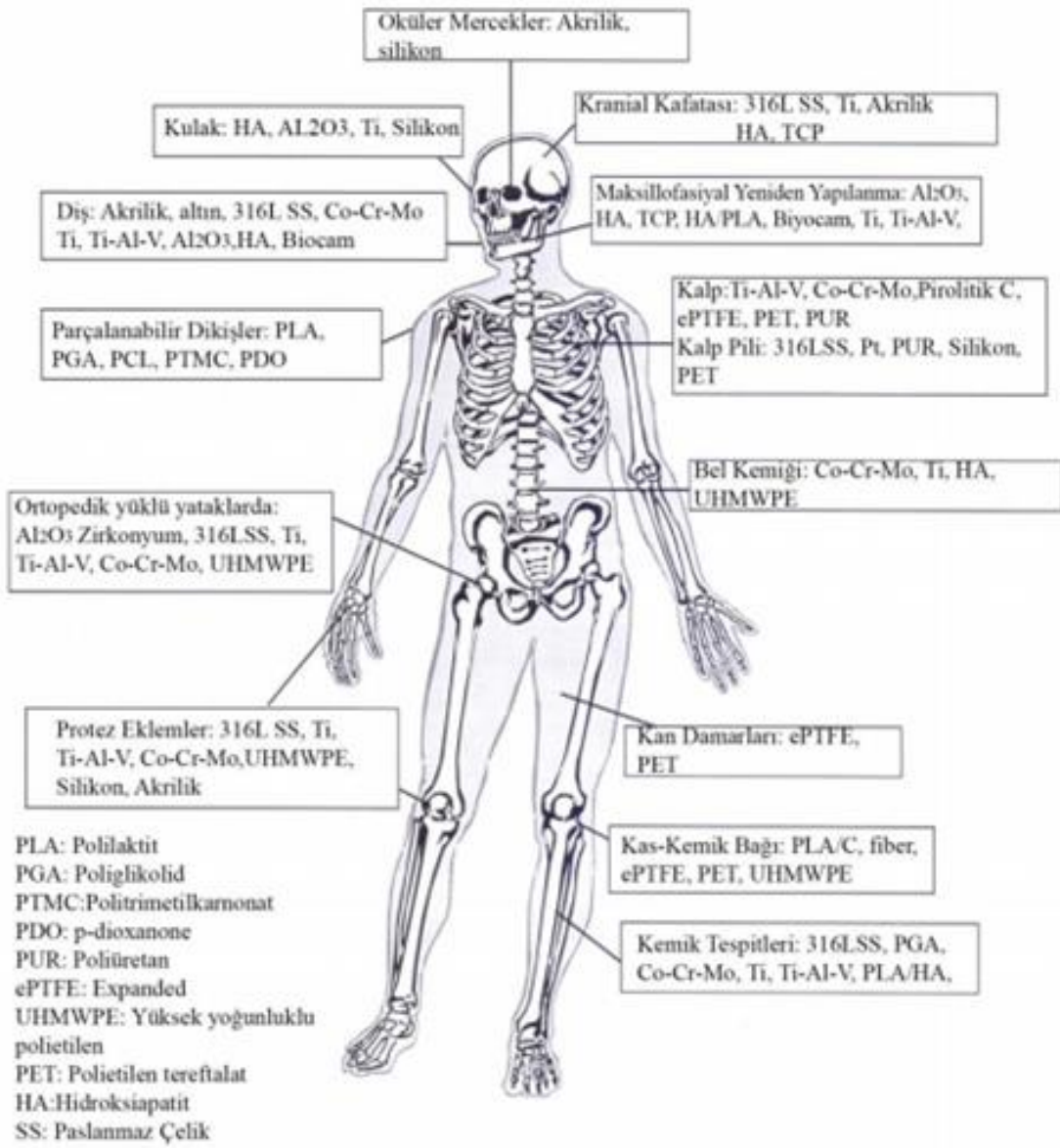
5. İyileştirmeye yardım etmek (direnaj, kateter),
6. Tanıya yardım etmek (enjektör, endoskopi),
7. İşlevsel bozuklukları gidermek amacıyla (omurga fiksatorleri) (Güven, 2014).

En iyi özelliklere sahip bir biyomalzeme;

- Kullanıldığı yere göre fiziksel özellikleri uygun (dayanıklı, dayanımı yüksek, elastikiyet),
- Kolay işlenebilir ve temizlenebilir,
- Alerjik olmayan ve korozyona dayanıklı,
- Zehirli olmayan ve mutasyona uğramayan,
- Kolay üretilir ve maliyeti uygun olmalıdır (Elçin, 2017).

Tablo 2.9. Biyomedikal ürünlerde kullanılan yapay ve doğal ürünler.

UYGULANDIĞI ALAN	MALZEMENİN CİNSİ
İskelet Sistemi	
Yapay tendon ve bağlar	Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Diş implantı	Teşon, polietilen teraftalat
Kemikteki şekilsel bozuklukların tedavisinde	Hidroksiapatit
Kemiklerin kırık uçlarının tespit edilmesinde	PMMA
Eklemler	Paslanmaz Çelik, kobalt krom alaşımları
Kemik dolgusu	Titanyum-vanadyum-alüminyum alaşımları
	Titanyum
Kalp-Damar	
Kataterler	Teşon, poliüretan
Kan damar protezleri	Polietilenteraftalat, poliüretan, teşon
Kalp kapakçıkları	Karbon, Paslanmaz çelik
Organ	
Yapay Kalp	Poliüretan
Duyu Organları	
Kontakt lens	Hidrojeller, silikon akrilat
Kornea bandajı	Kolojen ve hidrojeller
İç kulak kanalı	Platin elektrot
Göziçi lens	Hidrojeller, silikon kauçuk, PMMA



Şekil 2.40. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler

2.10. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeleri polimerler, kompozitler, seramikler ve metaller olmak üzere 4 grupta toplamak mümkündür. Tıbbi uygulamalarda ise sert doku ve yumuşak doku yerine kullanılan biyomalzemeler olarak sınıflandırılabilir (Pasinli, 2004).

2.10.1. Metaller

Biyomalzeme alanında büyük paya sahip olan metaller ve alaşımları güçlü mekanik bağları ve kristal yapıları sayesinde üstün mekanik özelliklere sahiptir. Sherman-

Vanadyum Çeliği insan vücudunda kullanılmak amacıyla geliştirilen ilk metaldir. Biyomalzeme üretiminde kullanılan krom kobalt demir vb. birçok metal az miktarda kullanıldığında canlı vücuduna uyum sağlayabiliyorlar. Vücutta fazlaca bulunmaları zararlıdır (Gümüşderelioğlu, 2002). Tablo 2.10'da bazı biyometalik malzemelere ait yoğunluk değerleri gösterilmektedir (Özkan ve diğ., 2016). Tablo 2.11'de bazı biyometalik malzemeler ve çeşitli özellikleri verilmiştir (Güner ve Meran, 2020).

Artı Yönleri

- Güçleri yüksektir
- Yorulma ve eskime dirençleri yüksektir.
- Steril edilmesi ve üretimleri kolaydır.
- Şekil hafızasına sahiptirler (Elçin, 2017).

Eksi Yönleri

- Düşük biyouyumluluğa sahiptirler,
- Korozyon ihtimalleri yüksektir,
- Alerjik tepkimelere neden olabilirler
- Metalik görünüme sahiptirler,
- Yoğunlukları yüksektir,
- Vücut dokularına göre daha serttir (Elçin, 2017).

Tablo 2.10. Biyometalik malzemelerin yoğunlukları

Malzeme	Yoğunluk(gr/cm³)
316 Paslanmaz Çelik	7.9
NiTi	6.7
CoNiCrMo	9.2
Ti ve alaşımları	4.5
CoCrMo	8.3

Tablo 2.11. Bazı biyometalik malzeme ve farklı özellikleri

Alařım	Artı Yönleri	Eksi Yönleri	Uygulama Alanları
Paslanmaz Çelik 316L	*Uygun maliyet *Kolay işlenebilir *Kısa uygulamalarda iyi Yorulma ve korozyon dayanımı	* Yüksek Elastisite modülü *Korozyon	*Medikal cihaz * Geçici implant
Kobalt alaşımları	* Biyouyumlu * Aşınma ve yorulma dayanımı * Korozyon direnci	* Cr ve Ni alerjisi * Pahalı * Zor işlenmesi * Elastisite modülü yüksek	* Kalıcı implant
Titanyum Alaşımları	*İyi korozyon direnci * Hafif * Biyouyumluluk iyi * Elastisite modülü düşük	* Pahalı * Cr ve Ni alerjisi *Elastisite modülü yüksek * Kayma ve aşınma dayanımı düşük	* Kalıcı implantlar * Kalça protez stenleri *Dental implantlar

2.10.2. Seramikler

Kovalent ve İyonik bağlarla tutulan ametal, metal veya yarı metal atomlarını barındıran metalik olmayan ve inorganik katı malzemelere seramik denir. Biyoseramikler, biyoaktif ve biyoinert olarak iki gruba ayrılabilirler (Güner ve Meran, 2020). Biyoseramikler biyouyumlu olmalarından dolayı implant olarak kullanılabilmektedir (Kükürtcü, 2008).

Artı ve eksi yönleri

- Biyoinert ve biyoaktif olmaları
- Baskı dayanımı yüksek
- Dış uygulamalarında estetik görünüm
- Zor üretim
- Modülü yüksek
- Yorulma dayanımının zayıf olması
- Aşınma, baskı ve korozyon dayanımı yüksek (Elçin, 2017).

2.10.3. Polimerler

Birden çok sayıda aynı veya farklı atomların kimyasal bağlarla bağlanarak meydana getirdiği bileşiklere polimer denir (Evcin, 2020).

Polimerler, uzun organik molekül zincirlerinden meydana gelirler. Tıp sektöründe tercih edilen polimer çeşitleri farklı şekil ve içeriklerde hazırlandıkları için çok fazla tercih edilirler (Özkan ve diğ., 2016). Tablo 2.12’de bazı polimerler ve kullanım alanları gösterilmektedir (Kırmızı, 2018).

Artı yönleri

- Yapay ya da organik
- Hücre sabitlemesi
- Zor parçalarda kolay üretim
- Fiziksel ve mekanik özellikleri uyum sağlayabilir
- Yüzey değişimi
- Biyobozunma (Kuru, 2020).

Eksi yönleri

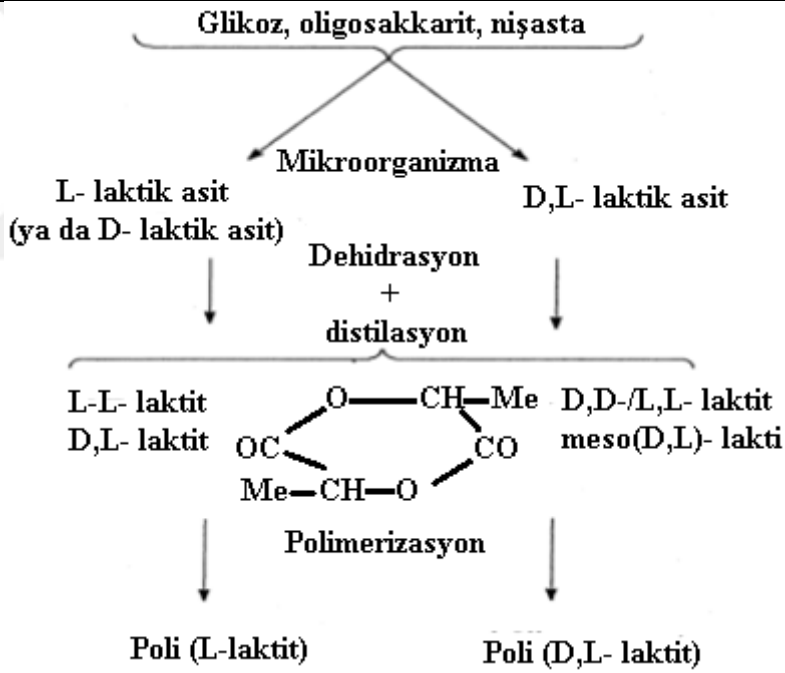
- Biyobozunma ve eskime
- Temizlemesi zor
- Protein ve su absorpsiyonu
- Yüzey bulaşması (Kuru, 2020).

2.10.3.1. Polilaktik Asit (PLA)

Laktik asit insan vücudunda kan, kas ve değişik organlarda bulunan doğal bir bileşiktir. Kas dokularıyla ilişkili olduğu için vücudun doğal metabolizmasında çözünürler. Vücutta bulunan laktik asit prüvik asite dönüştükten sonra su ve karbondioksit üretmek amacıyla trikarboksilik asit döngüsüne girer. Bu nedenle organlarda çözünme sonunda kalıntı oluşmaz. Bu döngü sayesinde laktik asit biyoyuyumluluk kazanır. Polilaktik asit ise laktik asidin polimerleşmesi sonucu oluşur ve en çok cerrahi dikiş alanında kullanılır (Üner ve Koçak, 2012). Şekil 2.41’de hammaddeden polilaktite akış şeması gösterilmektedir (Tektemur, 2011).

Tablo 2.12. Bazı polimer örnekleri ve kullanım alanları

Polimer Örnekleri	Uygulama Alanları
Silikon	İlaçların kontrollü salınımı, kalp destek cihazları, yumuşak kontakt lens, yumuşak dokularda, İmplant kaplamalarında
Polivinil klorür PVC	Sıvı, tıbbi ve kan torbaları
Polietilen teraftalat PET	Kan damarlarında, kalp kapakçıkları örtüsü
Polivinil klorür (PVC)	Tıbbi borular, kan ve sıvı torbaları
Polisiyano akrilatlar	Yumuşak ve sert doku içi yapıştırma
Polimetilmetakrilat	Sert kontakt ve göz içindeki lensler, kemik yapıştırıcıları, diş dolguları
Polihidroksietil metakrilat	Yumuşak kontakt lensler, kontrollü ilaç salınımı ve yanık örtüleri
Polivinil pirolidan	Yumuşak kontakt lens, kan miktarı yükseltici
Poli etilen PE	Eklemler



Şekil 2.41. Hammaddeden polilaktite akış şeması

Eriyik Yığma Modelleme yönteminde polilaktik asit en yakın kullanıma sahip olan termoplastiktir. Polilaktik asit düşük maliyet, biyoçözünür ve biyoyumlu olduğundan gıda, kişisel bakım ürünleri ve biyomedikal alanda en fazla tercih edilen termoplastiktir (Kaygusuz ve Özerinç, 2018). Tablo 2.13'te PLA malzemesinin fiziksel ve mekanik

özellikleri gösterilmiştir (Evlen ve diğ., 2019). Şekil 2.42’de polilaktik asit malzemeli ürünler gösterilmektedir (Sönmez ve diğ., 2018).

Tablo 2.13. PLA malzemesinin fiziksel ve mekanik özellikleri.

		PLA
Fiziksel Özellikler	Yoğunluk	1.24 g/cc
	Erime Akış Hızı	7.00-9.00 g/10 dk.
	Erime Sıcaklığı	165-180 °C
Mekanik Özellikler	Darbe Dayanımı	0.310 J/cm
	Çekme Dayanımı	43 MPa
Termal Özellikler	Erime Noktası	165-180 °C
	Maksimum Servis Sıcaklığı, Havada	70 °C
	Camsı Geçiş Sıcaklığı, T _g	55-60 °C
	Nozul Erime Sıcaklığı	220 °C



Şekil 2.42. Polilaktik asit malzemeli ürünler

2.10.3.2. PLA - ABS Filament Özellikleri Karşılaştırması

FDM teknolojisinde PLA (Polilaktik Asit) ve ABS (Akrilonitril Butadin Stiren) en fazla seçilen polimerlerdir ve ısıl-mekanik özellikleri aşağıdaki Tablo 2.14 ve Tablo 2.15’te gösterilmektedir (Coşkun, 2019).

Bu malzemeler incelendiğinde ABS filamentinin kendine ait özellikleri aşağıda listelenmiştir;

- Mukavemetleri yüksektir.
- Esnekliği azdır ama darbe dayanımı yüksektir.
- Petrol bazlı olduğu için doğada kendiliğinden yok olmaz ama geri dönüşümü kolaydır.
- FDM özelliğine sahip her tür yazıcıda kullanılabilir.
- Petrol kaynaklı olduğundan baskı işlemi esnasında salınan koku sağlığa zarar verebileceğinden kapalı yazıcı tercih edilmelidir.
- Baskı kalitesinin iyi olması için yazıcının iyi ayarlanması gerekir.
- Asetonlama işlemine olumlu yanıt verir bu işlem yüzey kalitesinin artırılması için yapılır.
- ABS malzemesine göre daha fazla dayanıma sahip ve 4 kat esneme özelliğine sahip filament türü ABS Plus olarak adlandırılır.

PLA filamentinin özellikleri aşağıda listelenmiştir;

- Ham maddesi organik olduğu için sağlığa zararlı değildir ve bu nedenle çok terci edilir.
- ABS malzemesine göre basımı FDM yazıcılarda daha kolaydır.
- Katman oluşumunda donma süresi uzundur bu nedenle yataktan akma yapmaz.
- Aseton çözömlemesine uygun değildir.
- Darbe dayanımı yüksektir.
- PLA malzemesine göre kopma uzama değeri daha fazla olan bir diğler polimer PLA Plus'tır. PLA Plus yüksek dayanıma sahiptir.
- PLA yazıcı yatağından ABS ye göre daha kolay kaldırılır.
- PLA'nın basımı için gereken sıcaklık değeri ABS malzemesinin basım sıcaklığı kadar yüksek değere sahip değildir (Coşkun, 2019).

Tablo 15'te göröldüğü üzere PLA ve PLA Plus ile üretilmiş modellerin çekme dayanımı ve eğilme direnci diğler filament modellerine göre daha yüksektir. Ayrıca bükölme kuvvetine karşı da daha yüksek direnç gösterirler (Coşkun, 2019).

Tablo 2.14. ABS ve PLA malzemelerinin ısı özellikleri

Isıl Özellik	PLA	PLA PLUS	ABS	ABS PLUS
Erime Akış İndeksi MVI	10.3 cm ³ /10 dk	3.4 cm ³ /10 dk	9.7 cm ³ /10 dk	15.9 cm ³ /10 dk
Kırılma Sıcaklık	60-65 °C	60-65 °C	105 °C	108 °C
Gevşeme Sıcaklığı	70-80 °C	70-80 °C	110-125 °C	110-125 °C
Erime Sıcaklığı	160-190 °C	160-190 °C	110-240 °C	210-240 °C
Basım Sıcaklığı	190-220 °C	205-225 °C	230-250 °C	220-260 °C
Yatak Sıcaklığı	50-70 °C	60-80 °C	80-120 °C	80-120 °C

Tablo 2.15. ABS ve PLA malzemelerinin mekanik özellikleri

Mekanik Özellikleri	PLA	PLA Plus	ABS	ABS Plus
Çekme Dayanımı MPa	65	60	41	39.4
Kopma Uzaması %	%7.5	%29	%8.2	%30
Eğilme Direnci MPa	97	87	63	68
Bükme Modülü MPa	3600	3672	2200	2443

2.10.4. Kompozitler

Kompozit malzemeler farklı yapılara sahip en az iki malzemenin kendi özelliklerini koruyarak meydana getirdiği çok fazlı malzemedir. Bu nedenle kompozit malzemeler kendi içindeki bileşenlerin tek başına sahip olmadığı özellikleri bulundurur. Kompozit malzemelerin her bileşeni biyoyumluluk özelliğine sahip olmalıdır. Düşük elastik modülü ve yüksek dayanım özellikleri vardır. Ek olarak kompozitlerin içeriği değiştirilerek kullanım yerine göre biyoyumlulukları arttırılabilir (Elçin, 2017).

Matris adındaki malzeme içine değişik güçlendirici malzemelerinin katılması ile kompozit malzeme hazırlama işlemi yapılır. Matris olarak. Matris için bir çok polimer güçlendirici için genellikle karbon, polimer lif ya da cam kullanılabilir (Özkan ve diğ., 2016).

2.11. Amortisör

Makineler çalışırken oluşan sarsıntıların etkisini azaltmak için tercih edilen elemanlara amortisör denir. Hareket yönüne zıt yönde ve hız ile orantılı bir şekilde direnç gösterirler. Bu şekilde titreşime sebep olan enerjiyi ısıya çevirip yok ederler. Darbeli çalışan birçok makinede kullanılabilir ancak araçlarda kullanımı daha yaygındır (URL-9, 2021).

2.11.1. Amortisörlerin Yapıları ve Çeşitleri

Amortisörler kuru ve akışkan tipler olarak iki sınıfta incelenebilir. Kuru özelliğe sahip amortisörler lastik ve yaylardaki gibi cisimlerin iç sürtünmesine ya da direkt birbirine sürtünen cisimlerdeki gibi titreşime ve sarsıntıya neden olan hareket enerjisini ısıya çevirip yok ederler yani yutarlar (URL-9, 2021).

Sıvı ya da gaz esaslı olan amortisörler ise akışkan tip olarak adlandırılır. Sıvı özelliğe sahip olanlarda yağ daha çok tercih edilir. Yağların viskozite bir diğer adıyla kıvamlılık özelliği baz alınarak basınç altına bulunan yağın ince kanallardan geçişinin zor olması sebebiyle moleküllerin sıkışması sırasında ısıya dönüşen enerji yutulur. Gaz özelliğine sahip olanlarda ise daha çok hava kullanılır ve sıvılarla aynı prensipte çalışırlar (URL-9, 2021).

2.11.2. Gazlı Amortisör

Eskiden tercih edilen yaylı sistemlere göre daha ekonomik, daha durağan çalışan ve bunlara ek olarak hayatımızı kolaylaştıran bir diğer gelişme gazlı amortisörlerdir. Şekil 2.43'te gazlı amortisör bileşenleri gösterilmektedir (URL-11, 2021). Gazlı amortisörler iki şekilde sınırlandırılabilir bunlar bloklift ve lift amortisörlerdir. Şekil 2.44'te lift amortisör ve bloklift amortisör gösterilmektedir (URL-12, 2021). Günümüzde gazlı amortisörler mobilya, sanayi otomotiv ve medikal gibi pek çok sektörde kullanılmaktadır (URL-10, 2021).

Lift özellikteki amortisörler ağır yüklerin kaldırılması ve stroke boyunca çalışan ve kaldırdığı yükün aynı noktada tutmayı sağlayan sistemlerdir. Örnek olarak otomobillerde bulunan bagaj amortisörleri verilebilir ve bunun gibi çalışan sistemlerde rahatlıkla kullanılabilir (URL-10, 2021).

Bloklift özellikteki amortisörler ise harici olmayan bir pimle çalışan ve amortisörün strokunda herhangi bir yerde kilitlenen yapıya sahiptirler. Bu amortisörler otobüslerdeki yolcu koltuklarının sırt kısmını arka tarafa yatırmayı sağlamaktadır. Bloklift amortisörler bu yapıya benzer sistemlerde ve istenilen stroke boyunda durdurulması istenen sistemlerde tercih edilebilir (URL-10, 2021).



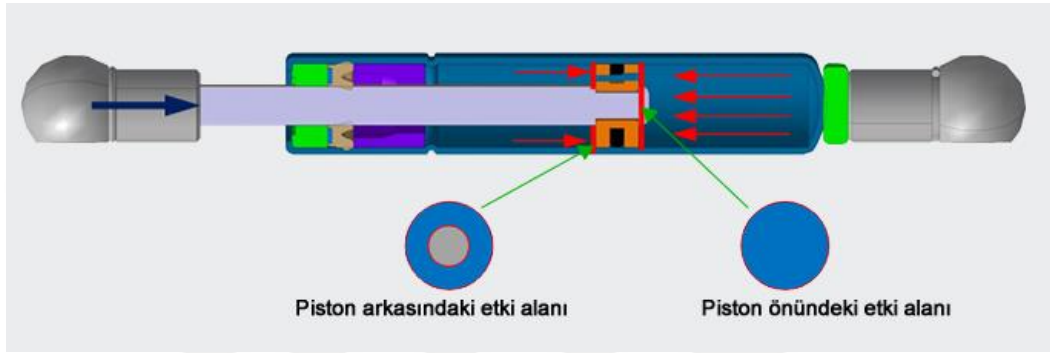
Şekil 2.43. Gazlı Amortisör Bileşenleri



Şekil 2.44. a) Lift amortisör b) Bloklift amortisör

2.11.3. Gazlı Amortisörlerin Çalışma Prensibi

Gazlı amortisörler içlerinde her tarafa eşit dağılan gaz basıncına sahiptirler. Fakat pistonun ön ve arka tarafında etkilenen alanların farklı olmasından kaynaklı olarak basınç tek tarafa doğru oluşur. Bu şekilde gazlı amortisördeki mil kuvvet nerede fazla ise o yöne doğru hareket eder. Şekil 2.45'te gazlı amortisörlerin çalışma şekli gösterilmektedir (URL-13, 2021).



Şekil 2.45. Amortisörlerin çalışma şekli

3. MALZEME VE YÖNTEM

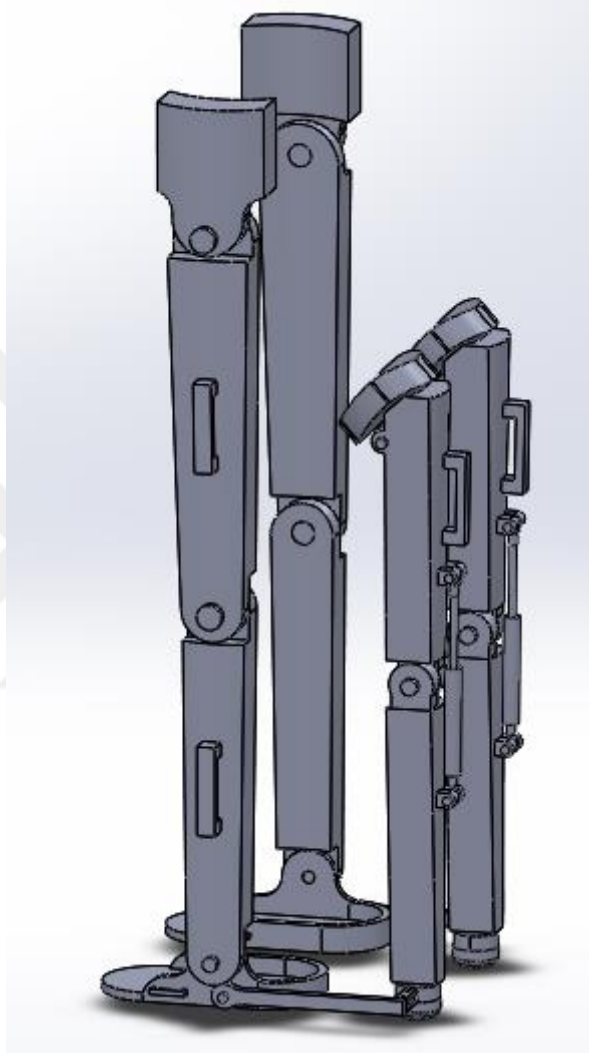
Bu tez çalışmasında yürüme yetisini kaybetmiş nörolojik hastaların rehabilitasyonu ve dolayısıyla yeniden yürüyebilme yetisi kazandırmaya yönelik bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistem, nörolojik hastalar için alt ekstremitelerinin üzerine sıkıca giyilebilir ve alt ekstremitelerine destek sağlayan mekanizmadır. Özellikle yürüme fonksiyonunu yitirmiş veya yitirmek üzere olan bu tür hastalar, fizyoterapi merkezlerinde yapılan rehabilite teknikleri ve uygulamaları sonucu tekrar yürüme özelliği kazanmalarını sağlamaktadır. Bu uygulamaları yaparken, hastalara mutlaka bir hasta bakıcının refakat etmesi ve yardımcı olması gerekmektedir. Her bir hasta için en az birer tane refakatçi veya yardımcı kullanılmaktadır. Bu tür olumsuzlukların önüne geçilebilmesi için, hastaların bir yardımcıya ihtiyaç duymadan yürüme egzersizlerini kendi kendine yapabilmeleri için, oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması geliştirilmiştir. Bu sistem aynı zamanda hastaya, yürüme egzersizi uygulamaları esnasında istediği zaman ve istediği konumda oturma ve dinlenme imkânı vermektedir. Böylece hastalar yürüme egzersizleri yapmaları esnasında herhangi bir refakatçiye veya yardımcıya ihtiyaç duymadan kendi kendine yapabilmektedir.

Bu tez çalışmasına konu olan oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi, SolidWorks 2016 programı kullanılarak tasarlanmıştır. Dış iskelet tasarımı yapılırken 165 cm boy ölçüsüne sahip bir kişinin antropometrik ölçüleri esas alınarak gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında geliştirilen ve tasarlanan oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi Şekil 3.1’de görülmektedir. Bu sistem iki ana kısımdan oluşmaktadır. Bu ana kısımdan ilki hastanın ayakta durmasına ve yürümesine destek sağlayan kısım, diğeri ise hasta yorulduğunda veya oturma ihtiyacı hissettiğinde oturmasına yardımcı olacak kısımdır.

Yürümeye destek sağlayan kısım 3 parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar kişinin bacaklarına yandan entegre olmaktadır ve Şekil 3.2’de gösterilmektedir. Şekil 3.2’de A, B ve C harfleriyle gösterilen parçalar sırasıyla kişiye bel bölgesinden, üst bacak bölgesinden ve alt bacak bölgesinden kayışlar yardımıyla entegre olmaktadır. Ayrıca dış iskeleti kullanan kişinin omuzlarından aşağıya inen kayışların beldeki kayışlarla

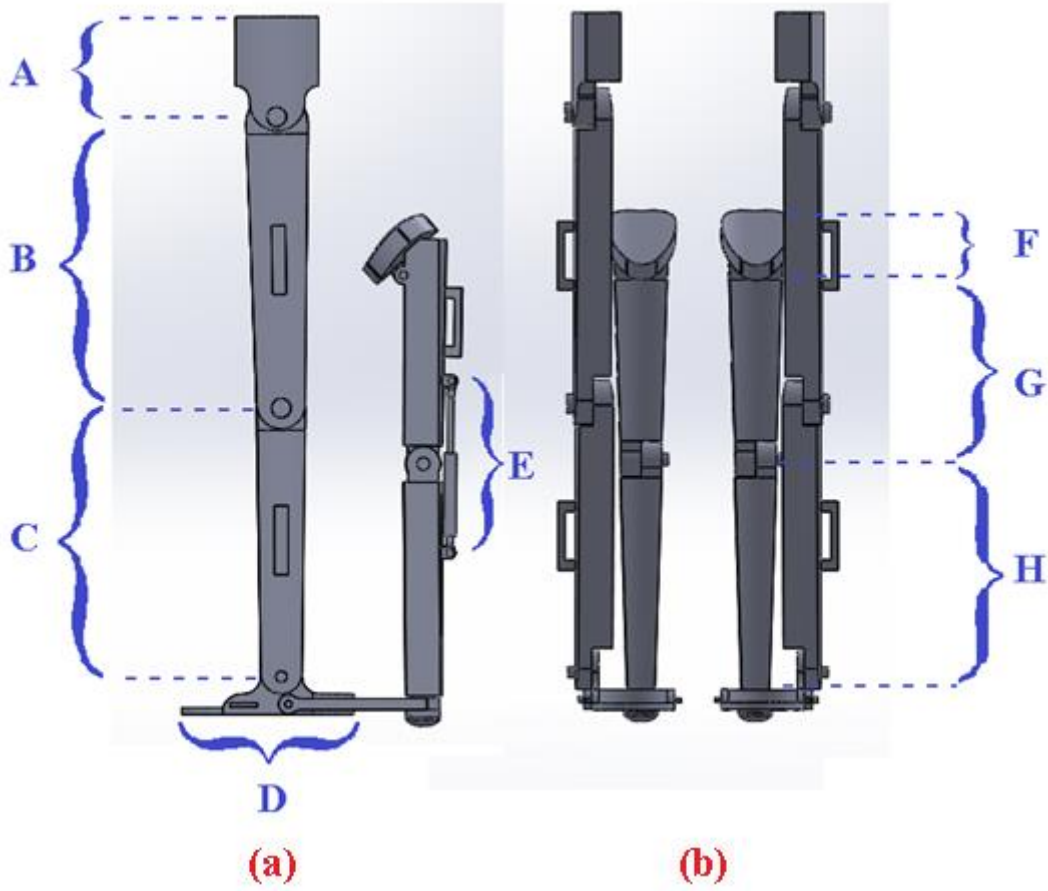
bağlantısı yapılmaktadır. A ve B harfleriyle gösterilen parçalar kişinin kalça ekleminde, B ve C harfleriyle gösterilen parçalar diz ekleminde, C ve D harfleriyle gösterilen parçalar ise ayak bileği ekleminde birbirlerine cıvata ile montelenmektedir. Bu parçalar birbirlerinin hareketlerini kısıtlamamaktadır.



Şekil 3.1. Oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi

Oturmaya yardımcı olan kısım 3 parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar kişinin bacaklarına arkadan entegre olmaktadır ve Şekil 3.2’de gösterilmektedir. Şekil 3.2’de F, G ve H harfleriyle gösterilen parçalar sırasıyla oturma alanı, üst bacak bölümü ve alt bacak bölümüdür. Oturmaya yardımcı kısım üst bacak bölümünden kayışlar yardımıyla kişinin bacağına arkadan entegre olmaktadır. Oturma alanının kayışlar yardımıyla beldeki kayışa bağlantısı yapılmaktadır. G ve H harfleriyle gösterilen parçalar diz eklemine uyumlu

şekilde montelenmektedir. Ayrıca bu kısımda kişinin ağırlığının taşınmasına yardımcı olmak amacıyla 2 adet amortisörlü piston kullanılmıştır. Son olarak yürümeye yardımcı kısım ile oturmaya yardımcı kısmın Şekil 3.2’de D harfi ile gösterilen tabanlılık ile bağlantısı sağlanmaktadır. İki ana kısım da kişiyi rahatsız etmemesi ve kişinin bacaklarını sarması amacıyla kavisli bir şekilde tasarlandı. Yürüme esnasında oturmaya yardımcı kısım yere temas etmemektedir ve oturma işlemi sırasında aktif olarak kullanılmaktadır.



Şekil 3.2. Geliştirilen dış iskelet sisteminin a) yandan görünüşü b) önden görünüşü A. Yürümeye yardımcı kısmın beli saran bölümü B. Yürümeye yardımcı kısmın üst bacağı saran bölümü C. Yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı saran bölümü D. Tabanlılık E. Pnömatik pistonlar F. Oturma alanı G. Oturmaya yardımcı kısmın üst bacağı saran bölümü H. Oturmaya yardımcı kısmın alt bacak bölümü.

3.1. Kullanılan Filament Türü

Yürümeye ve oturmaya yardımcı olan mekanik dış iskeletin tasarımı Solidworks yazılımı ile oluşturulduktan sonra malzeme seçimi düşük maliyet, dayanım gibi özelliklere göre yapılmıştır. Bu özelliklere bakılarak en uygun malzemenin PLA olmasına karar

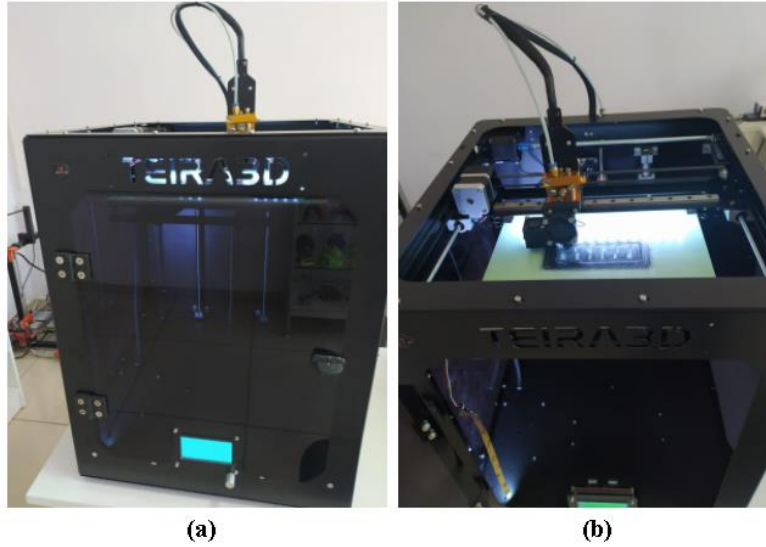
verilmiştir. PLA filamentinin ısı özellikleri Tablo 3.1’de gösterilmektedir. Malzemenin PLA olarak seçilmesinden sonra dış iskelet bir kişi üzerinde denendiğinde parçalarda kırılma olmaması ve parçaların kişiyi taşıyabilmesi açısından tasarımda iyileştirmeler yapılmıştır. Bu iyileştirmeler parçaların kalınlaştırılması ve eklem yerlerinin daha fazla sağlamlaştırılmasını kapsamaktadır.

3.2. Kullanılan Yazıcının Özellikleri

Tasarlanan dış iskeletin 3B baskısı Şekil 3.3’te a harfi ile gösterilen Teira3D Plastik250 adlı 3B yazıcıda yapılmıştır. Kullanılan 3B yazıcının baskı işlemi esnasındaki görüntüsü Şekil 3.3’te b harfi ile gösterilmektedir. Tablo 3.2’de 3B yazıcı ile alınan prototip dış iskelet parçaları ve adetleri gösterilmektedir. Tablo 3.3’te bu cihazın teknik özellikleri gösterilmektedir. Parçalar yazıcıda FDM yöntemiyle basılmıştır.

Tablo 3.1. PLA malzemesinin Isıl özellikleri

Isıl Özellikler	PLA
Erime Akış İndeksi (MVI)	10.3 cm ³ / 10 dk
Kırılma Sıcaklık	60-65°C
Gevşeme Sıcaklığı	70-80°C
Erime Sıcaklığı	160-190°C
Basım Sıcaklığı	190-220°C
Yatak Sıcaklığı	50-70 °C



Şekil 3.3. a) Kullanılan 3B yazıcı b) 3B yazıcı baskı işlemi

Tablo 3.2. 3B yazıcı ile alınan prototip dış iskelet parçaları ve adetleri

Yürümeye Yardımcı Kısım	Üretim adetleri
Alt bacağı saran parçası	2
Üst bacağı saran parçası	2
Beli saran parçası	2
Oturmaya Yardımcı Kısım	
Alt bacak parçası	2
Üst bacağı saran parçası	2
Oturma Alanı	2
Mantar	2
Ek parçalar	
Tabanlık	2
Ayak bağlantı aparatı 1	4
Ayak bağlantı aparatı 2	2

Tablo 3.3. Kullanılan 3B yazıcı teknik özellikleri

BASKI ÖZELLİKLERİ	
Baskı Teknolojisi	FDM (Isıtılmış Filamentle Üretim)
Katman Kalınlığı	50-400 mikron
Bağlantı	SD Kart, USB
Maximum Sıcaklık	Nozül:280 °C / Tabla:110 °C
CİHAZ ÖZELLİKLERİ	
Baskı Hacmi	250*250*250 mm
Nozül Çapı	0.4 mm (0.2,0.3,0.6, *opsiyonel)
Boyut	42x45x53 cm
Boşta Hareket Hızı	200 mm/s
Filament Sensörü	Var
FİLAMENT ÖZELLİKLERİ	
Dosya Tipi	STL, OBJ
Filament Çapı	1.75 mm
Filament Materyali	PLA, ABS, PET-G, ASA, PC-ABS, TPU, PP
ELEKTRONİK ÖZELLİKLERİ	
Istıtcı Tabla	220 V / 650W Silikon Yalıtkanlı Tabla
Güç	220V / 750W
İşlemci	8 Bit Tek Çekirdekli / 16 MHz

3.3 Dış İskelet Prototipinde Kullanılan Malzemeler

Yürüme problemlili kişiler için prototipi yapılan yürümeye ve oturmaya yardımcı dış iskeletin ana kısımları üç boyutlu yazıcıdan çıktıları alınan parçalardan oluşmaktadır. Bu ana parçaların birbirleri ile bağlantısının sağlanmasında vida ve somunlar kullanılmıştır. Dış iskelet prototipinin kişinin vücuduna entegre edilmesi örgü, cırtcirt ve elastik bantlar ile hazırlanan kayışlar yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Dış iskeletin oturma işlevini daha kolay yerine getirmesi amacıyla da sistemde 2 adet amortisörlü piston kullanılması tercih edilmiştir. Tablo 3.4'te dış iskelet prototipinde kullanılan malzemeler listelenmektedir.

Tablo 3.4. Yürüme problemlili kişiler için oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi prototipinde kullanılan malzemeler

Dış İskelet Prototipinde Kullanılan Malzemeler	3 Boyutlu Yazıcıdan Alınan Çıktılar		
	Yürümeye Yardımcı Kısımın Parçaları (6 adet)	Oturmaya Yardımcı Kısımın Parçaları (8 adet)	Ayak Bağlantı Parçaları (6 adet)
	100 N Amortisörlü Piston (2 adet)		
	Kayış Malzemeleri (Örgü, cırt cırt ve elastik bant), Sünger		
	Vida, somun, kestimid, klips		

4. GELİŞTİRİLEN SİSTEMİNİN PROTOTİP İMALATI VE UYGULAMASI

Bu tez kapsamında geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin tüm parçaları 3B FDM (Birleştirmeli Yığma Modeli) yöntemi ile üretildikten sonra bir birey üzerinde uygulaması yapılmıştır. Bu uygulama aynı zamanda geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin test edilmesi veya sağlaması anlamını taşımaktadır. Bu deneme veya test çalışmaları normal sağlıklı birey üzerinde uygulanmıştır. Oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin normal birey üzerinde giyilebilir şekilde uygulaması için dış iskelet sistemi örme kayışlar (elastik bant, elastik şerit) yardımıyla kişi üzerine monte edilmiştir. Burada kullanılan örme kayışlar, polyester-naylon karışımı $70 \times 2 \text{ mm}^2$ kesitinde sürdürülebilir yüksek mukavemetli dokuma elastik şeritlerdir. Bu elastik şeritler ile oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin birey üzerine kolayca bağlanabilmesi için bu bantların üzerine $150 \times 0.4 \text{ mm}^2$ yüzey ölçülerinde dişi-erkek cırt-cırt şerit eklenmiştir. Prototip dış iskelet sisteminin çalışma bulguları deneme yanılma yöntemiyle elde edilmiştir. Öncelikle prototip dış iskelet sisteminin SolidWorks yazılımı kullanılarak hazırlanan parçalarının çıktıları 3B yazıcı cihazı ile başarılı bir şekilde alındı.

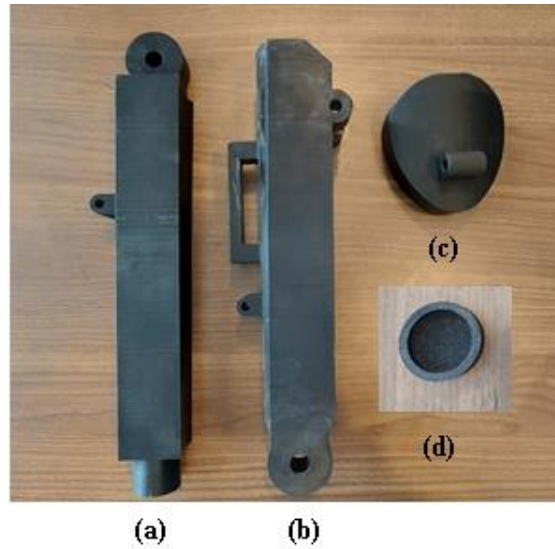
Bacaklara lateral taraftan monte edilen yürümeye yardımcı parçaların baskı işlemi başarıyla gerçekleşmiştir. Yürümeye yardımcı kısım 3 parçadan oluşmaktadır. Şekil 4.1’de a harfi ile gösterilen parça kişinin alt bacağına (tibia), b harfi ile gösterilen parça kişinin üst bacağına (femur) ve c harfi ile gösterilen parça ise kişinin bel lateral bölgesine monte edilmektedir. Şekil 4.1’de a ve b harfleriyle gösterilen parçalar üzerinde bulunan çıkıntılardan geçen örme kayışlar (cırt-cırtlı elastik bant) yardımı ile kişinin bacaklarına bağlanmaktadır. Şekil 4.1’de c ile gösterilen parça ise iç kenarından geçen cırt-cırtlı elastik şerit yardımıyla kişinin beline bağlanmaktadır.

Bacaklara arka bölümlerden bağlanan ve oturmaya yardımcı parçaların ve oturma alanının baskı işlemi başarıyla gerçekleşmiştir. Oturmaya yardımcı kısım 4 parçadan oluşmaktadır ve oturma pozisyonundayken sandalye görevi görmektedir. Şekil 4.2’de a harfi ile gösterilen parça kişinin alt bacağı ile aynı hizada bulunmaktadır, b harfi ile gösterilen parça üzerindeki çıkıntıdan geçen cırt-cırtlı elastik bantlar yardımıyla kişinin üst bacağına entegre edilmektedir, c harfi ile gösterilen oturma alanı parçası ise b harfi ile gösterilen parçanın iç yüzeyine monte edilerek oturma pozisyonunda kişiyi kalça

kismından desteklemektedir. Ayrıca oturmaya yardımcı kısmın yer ile teması oturma pozisyonuna geçildiğinde Şekil 4.2’de d harfi ile gösterilen mantar parçası ile sağlanmaktadır.

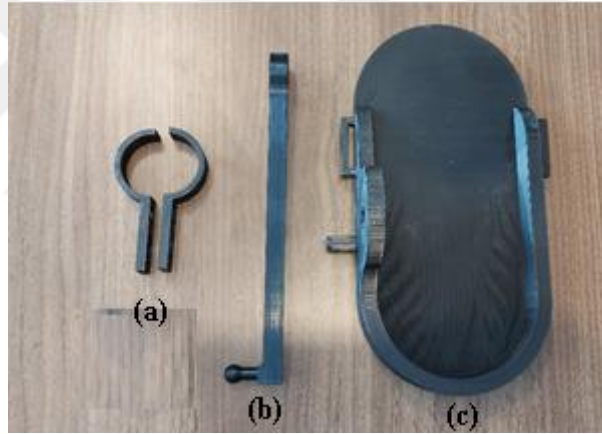


Şekil 4.1. Yürümeye yardımcı kısım 3 boyutlu yazıcı çıktısı



Şekil 4.2. Oturmaya yardımcı kısım 3 boyutlu yazıcı çıktısı

Tabanlıkların ve ayak bağlantı aparatlarının baskı işlemi başarıyla gerçekleştirilmiştir. Ayak bağlantı aparatları hem yürümeye ve oturmaya yardımcı dış iskelet sistemlerinin birbirleri ile bağlantısının sağlanmasında hem de bu iki sistemin yürüme döngüsü sırasında uyumlu bir şekilde çalışmasında önemli rol oynamaktadır. Baskı sonucu alınan tabanlık ve ayak bağlantı parçalarının çıktıları Şekil 4.3'te gösterilmektedir. Şekil 4.3'te a harfi ile gösterilen ayak bağlantı parçaları oturmaya yardımcı kısmın alt bacak parçası ile b harfi ile gösterilen ayak bağlantı parçası arasında bağlantı sağlamaktadır. Şekil 4.3'te b harfi ile gösterilen ayak bağlantı parçası ise a harfiyle gösterilen bağlantı parçası ve c harfi ile gösterilen tabanlık arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Şekil 4.3'te c harfi ile gösterilen tabanlık yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı saran parçası ile monte edilmektedir. Son olarak dışarıdan bakıldığında Şekil 4.3'te a, b ve c harfleriyle gösterilen parçalar dış iskeletin oturmaya ve yürümeye yardımcı iki ana kısmı arasındaki bağlantıyı sağlayarak bu iki ana kısmın bir bütün olmasına yardımcı olmaktadır.



Şekil 4.3. Ayak kısmı 3 boyutlu yazıcı çıktıları (a) ayak bağlantı parçaları 1 (b) ayak bağlantı parçaları 2 (c) tabanlık kısmı

Prototip imalatı yapılan oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin kişinin vücuduna entegre olabilmesi için Şekil 4.4'te sırasıyla a ve b harfi ile gösterilen örgü ve cırt-cırtlı bantlar ile c harfi ile gösterilen örme şeritler hazırlandı. Bu çalışmada kullanılan düz kayış şeritler (elastik bantlar) genel olarak polyester-naylon karışımı veya polypropylene malzemeden düz örülerek elde edilen mukavemetli ve yük taşıma kapasitesi oldukça yüksek şeritlerdir. Bu şeritler genellikle %100 polypropylene malzemeden kullanım yer veya amaçlarına göre 10 mm ~ 100 mm farklı genişliklerde ve 0,8 mm ~ 2,5 mm farklı kalınlıklarda örülerek (dokuma yoluyla) üretilirler. Bu şeritler farklı model, desen ve renklerde dokuma yoluyla üretilirler. Şeritler kullanıldıkları yere

göre farklı uzunluklarda dikildi. Dikilen bu kayışların oturmaya yardımcı kısım için kullanılanlarına oturma pozisyonundayken hareketi kısıtlamaması amacıyla lastik bantlarda eklendi. Ayrıca bu örgü bantlar ile dış iskeletin taşınmasına destek sağlaması amacıyla kişinin omuzlarından aşağıya inen ve belindeki kayışa kanca ile bağlanan kayışlar hazırlandı.

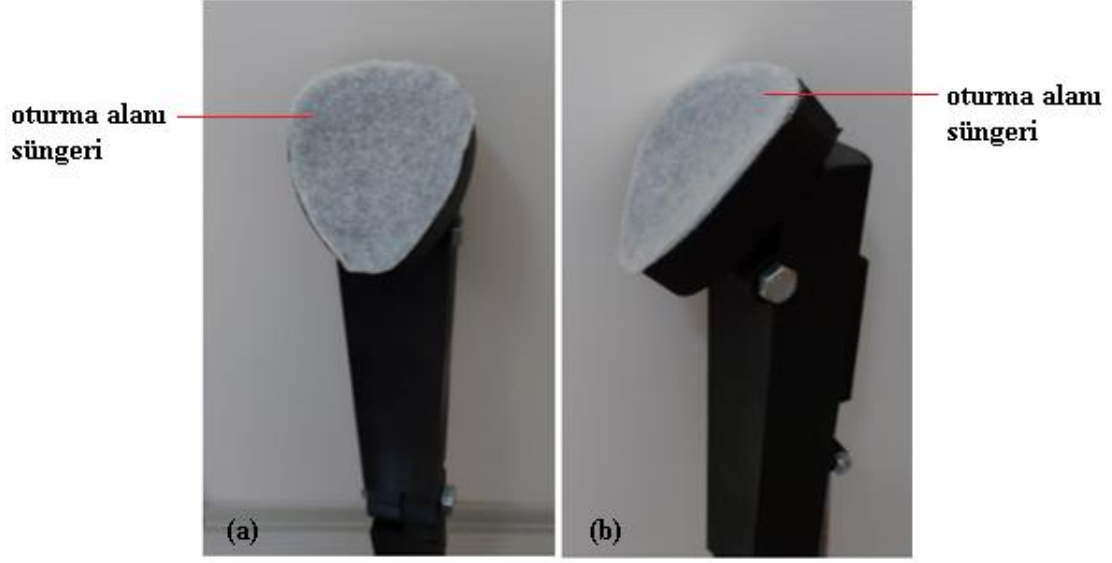


Şekil 4.4. (a) Örgü bant (b) Cırt-cırtlı bant (c) Dikilen kayış

Oturmaya yardımcı kısmın iki parçasının ve oturma alanının montajı Şekil 4.5'te gösterildiği gibi vida ve somunlarla yapıldı. Mantar parçası ise oturmaya yardımcı kısmın alt parçasına yapıştırıldı ve mantar parçasının alt kısmına kumaş yapıştırıldı. Her iki bacak için birer adet toplamda 2 adet pnömomatik amortisörlü pistonda bu parçalarda kendilerine ayrılan yere vidalar ile monte edildi. Ayrıca otururken kişiyi rahatsız etmemesi açısından oturma alanı üzerine Şekil 4.6'da gösterildiği gibi süngerler yapıştırıldı.



Şekil 4.5. Oturmaya yardımcı kısım montaj hali



Şekil 4.6. Oturma alanının a) önden görünümü b) yandan görünümü

Yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı, üst bacağı ve beli saran üç parçasının montajı Şekil 4.7’de gösterildiği gibi torna makinesinde kesilen kestamid ve klips ile yapıldı. Yürümeye yardımcı kısmın montaj hali Şekil 4.8’de gösterilmektedir.



Şekil 4.7. Torna makinesinde kesilen kestamid



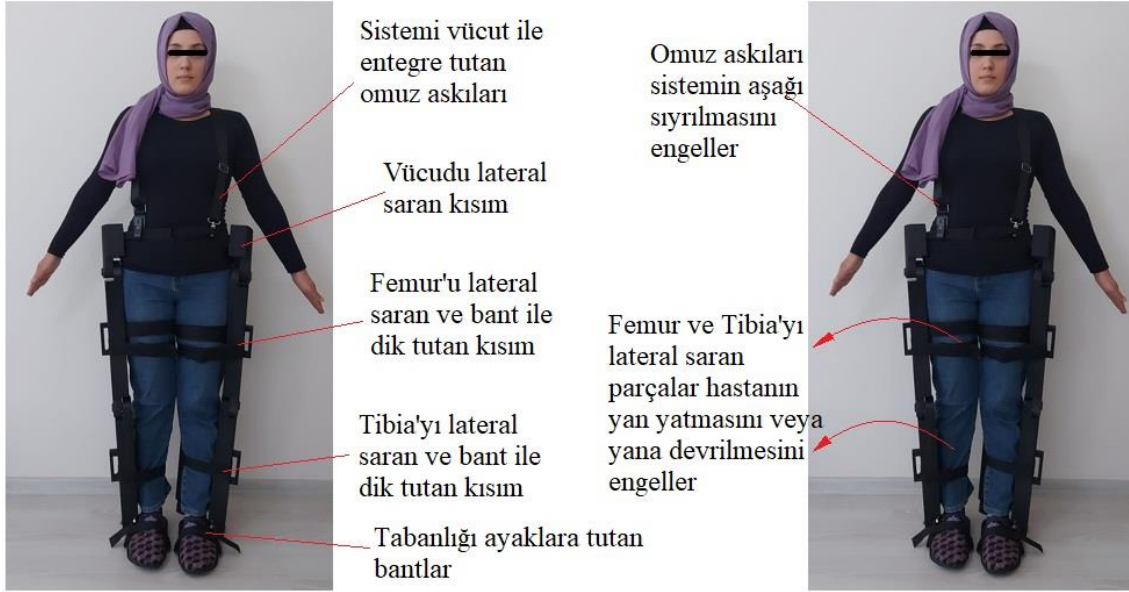
Şekil 4.8. Yürümeye yardımcı kısım montaj hali

Son olarak yürümeye ve oturmaya yardımcı iki ana kısmın ayak bağlantı aparatlarıyla da montajı yapıldıktan sonra montaj işlemi tamamlandı ve tek sistemde iki ana işlev birleştirilmiş oldu. Örgü ve cırt-cırtlı bantlar ile hazırlanan kayışlar yardımıyla dış iskelet prototipi kişi üzerine entegre edildi. Ayrıca bu kayışların kişinin hareketini kısıtlamaması için aralarına lastik bantlarda eklendi.

Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması bir gönüllü sağlam birey üzerinde uygulaması, vücuda entegrasyonu ve kullanım şeklinin önden görünüşü Şekil 4.9'da görülmektedir. Şekil 4.9'da görüldüğü gibi, oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizması bir insanın vücudunu dikey konumda güçlü bir şekilde dik pozisyonda tutabilmek için yanlardan vücudu çok iyi sarmaktadır. Özellikle, insanın kalça, femur ve tibia gibi komple alt ekstremité kısmını ilgili cırt-cırtlı elastik bantlar (cırt-cırtlı elastik şeritler) yardımı ile sıkı sıkıya sarılmış durumda olup vücudu sağlam güçlü tutmaktadır. Aynı zamanda omuzdan bağlanan askılar ile de sistemin aşağı doğru sıyrılması engellenmektedir. Omuzdan asılan cırt-cırtlı elastik bant askılar, şekilde görüldüğü gibi önden düz ancak arkadan çapraz bağlanmaktadır. Ayrıca Şekil 4.9'da tabanlık parçasının ayakkabı ile kullanılabildiği ve üzerindeki çıkıntıdan geçen bir cırt-cırtlı kayış yardımıyla ayakkabının tabanlığa sabitlendiği gösterilmektedir.

Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin (Şekil 4.9) sağlam birey üzerinde uygulaması esnasında, bireyin özellikle sağa veya sola doğru yan yatmaya (tilting) çalışmasına sistem izin vermemektedir. Hatta, uygulama esnasında insan vücudunun önden görünüşe göre integral eğrisi şeklinde duruş almasına bile izin vermemiştir. Dolayısıyla, yürüme engelli bireylerin bacaklarının yürüme için zayıf olması sebebiyle bu tür hastalar yana yatmaya (tilting) meyilli olduklarından bu parçalar

hastaya dik durma desteği vermektedir. Yürüme problemlili hastaların yana düşme (yatma, tilting) problemini önlemektedir. Bireyin normal yürümesi esnasında sistemin aşağı doğru sıyrılmasını ise çapraz omuz askısının engellediği gözlemlenmiştir. Bu gözlemler de göstermiştir ki, geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir yürüme mekanizması, yürüme problemi olan nörolojik hastaların rahat ve dik konumda yürümelerine yardımcı olabileceği gözlenmiştir.



Şekil 4.9. Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi uygulaması önden görünüş

Şekil 4.10'da ise kişinin bacaklarına lateral yönden entegre olan yürümeye yardımcı kısmın ve kişinin bacaklarına arkadan entegre olan oturmaya yardımcı kısmın tabanlık ve ayak bağlantı aparatları ile bir bütün olduğu gösterilmektedir. Şekil 4.10'da oturmaya yardımcı kısmın oturma alanı bölümünden beli saran kayışa cırcırt bant ve örgü bantlar ile bağlantısının yapıldığı, oturmaya yardımcı kısmın üst bacağı saran parçasının kayışlar yardımıyla üst bacağı bağlantısı gösterilmektedir.

Yürüme problemlili hastalar için oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin çalışma kontrolü deneme yanılma yöntemi ile elde edilmiştir. Deneme yapılan kişi 165 cm boy ölçüsüne ve 70 kg ağırlığına sahiptir. Dış iskelet sisteminin çalışma kontrolü sırasında elde edilen bulgular gözlem yoluyla üç aşamada izlenmiştir. Bu aşamalardan ilki yürüme döngüsü gerçekleştirilirken bacaklara yandan entegre olan yürümeye yardımcı kısmın incelenmesi, ikincisi oturma işlemi gerçekleştirilirken

bacaklara arkadan entegre olan oturmaya yardımcı kısmın incelenmesi ve son olarak da yürüme döngüsü ve oturma işlemleri gerçekleştirilirken iki sistemin uyumlu bir şekilde çalışıp çalışmadığının incelenmesidir. Bu aşamalarda elde edilen bulgular sırasıyla açıklanmıştır.



Şekil 4.10. Oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin yan- arka görünüşü

Şekil 4.11’de geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin yürüme döngüsü sırasındaki pozisyonu gösterilmektedir. Dış iskelet sisteminin kişi üzerindeki denemelerinde yürüme döngüsü sırasında yürümeye yardımcı kısmın parçaları arasında herhangi bir sürtünme olmadığı ve bu parçaların kişinin hareketi ile senkronize olduğu gözlemlendi. Ancak yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı ve üst bacağı saran parçalarının oturma pozisyonuna geçerken birbirlerini zorladığı ve oturma pozisyonuna izin vermediği gözlemlendi. Bu nedenle yürümeye yardımcı kısmın alt bacağı ve üst bacağı saran parçalarının diz eklemlerinde taşıma işlemi gerçekleştirilerek bu iki parça arasındaki sürtünme engellendi. Şekil 4.12’de yürümeye yardımcı kısmın alt ve üst

bacağı saran parçalarına yapılan taşlama işlemi gösterilmektedir. Yürüme döngüsü sırasında kişinin arka bacaklarına entegre edilen oturmaya yardımcı kısmın yere temas etmediği ve yürümeye engel olmadığı gözlemlendi.



Şekil 4.11. Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin yürüme döngüsü sırasındaki pozisyonu



Şekil 4.12. Taşlama İşlemi

Oturma işlemi kişi üzerinde denendiğinde amortisörlü pistonların yük kapasite değerlerinin yüksek olmasından kaynaklı olarak amortisörlü pistonların kişinin ağırlığına rağmen kapalı pozisyona geçemediği ve bu sebeple oturma işleminin gerçekleştirilemediği gözlemlendi. Bu sebeple yük kapasite değerleri 350 N olan iki adet amortisörlü pistonun yerine sırasıyla 200 N ve 100 N değerinde ikişer adet amortisörlü piston ile deneme yapıldı ve 100 N yük kapasite değerine sahip amortisörlü pistonlar kullanılmıştır.

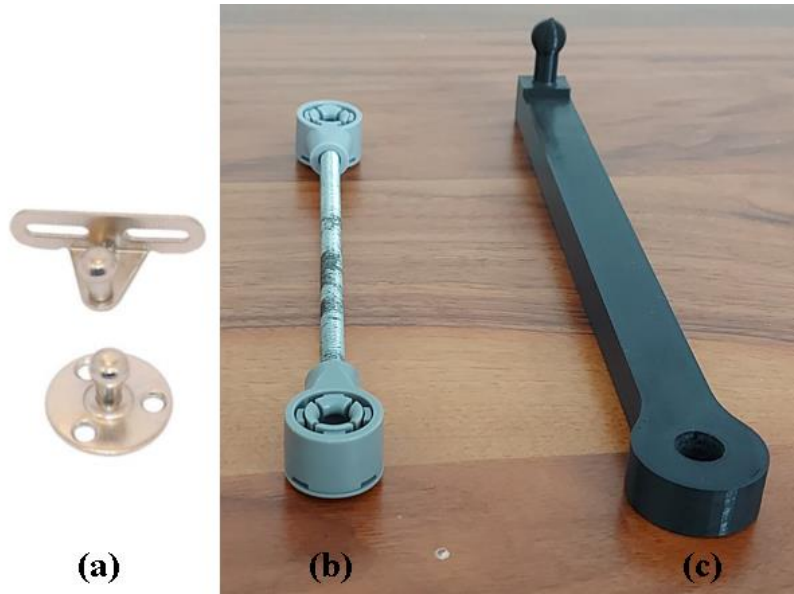
Amortisörlü pistonların değiştirilmesinden sonra yapılan oturma denemesinde 2 numaralı ayak bağlantı aparatlarında kırılma meydana geldi. Kırılan 2 numaralı ayak bağlantı parçasının malzemesi PLA olduğu için onun yerine mekanik dayanımı PLA malzemesinden daha yüksek olan metal bir parça temin edilerek kırılan parça yerine kullanıldı. Şekil 4.13'te a harfi ile kırılan ayak bağlantı parçası yerine kullanılan metal parçanın aparatları, b harfi ile kırılan ayak bağlantı parçası yerine kullanılan metal parça ve c harfi ile kırılan ayak bağlantı parçası 2 gösterilmektedir.

Değiştirilen ayak bağlantı parçası ile deneme yapıldığında kişinin kendisinin dış iskeletin oturmaya yardımcı parçalarını oturma konumuna ayarlayarak ve kendi beden gücünü kullanarak pistonları kapalı konuma getirdiği ve bu şekilde oturma işlemini gerçekleştirdiği gözlemlendi. Projede amortisörlü pistonların blokliift olması kararlaştırılmıştı ve amortisörlerin bir mandal mekanizması ile kapanma konumuna gelerek sistemi oturma pozisyonu konumuna ayarlaması planlanmıştı ancak blokliift amortisörlü piston temin edilemediği için onun yerine lift amortisörlü pistonlar kullanıldı. Bu nedenle kişinin oturma pozisyonuna kendi beden gücünü kullanarak geçiş yapması gerektiği gözlemlendi.

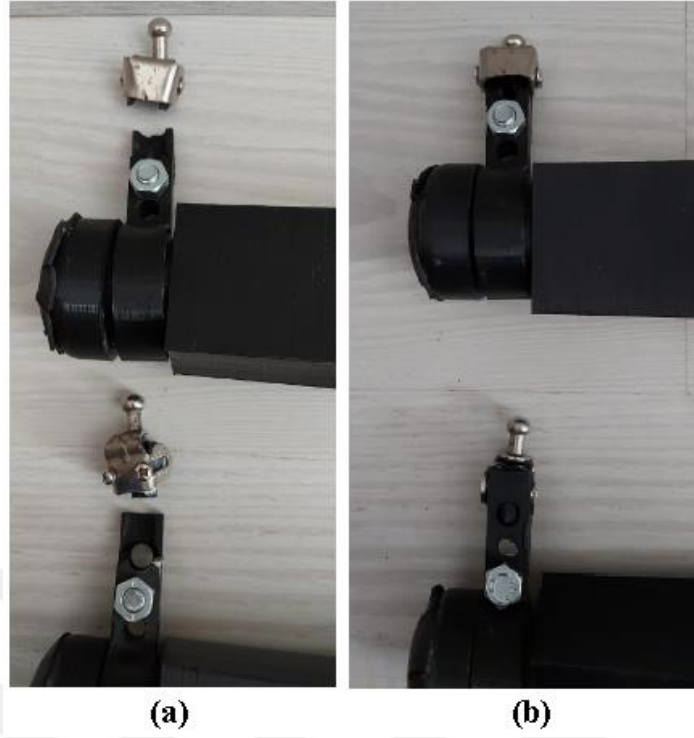
Denemeler gerçekleştirilirken 1 numaralı ayak bağlantı parçalarında da kırılma meydana geldi. Bu parça havya yardımıyla üzerine ince tel eritilerek eski haline getirildi. 2 numaralı ayak bağlantı parçasının yapılan üç boyutlu tasarımından farklı bir malzeme ve farklı bir tasarımda tercih edilmesinden kaynaklı olarak 1 numaralı parçanın da kırılmasına sebep olduğu bu nedenle de 1 numaralı ayak bağlantı aparatının tasarımının değiştirilmesi gerektiği gözlemlendi. Ancak 1 numaralı ayak bağlantı parçasının tamirinin yapıldıktan sonra herhangi bir deformasyona uğramadığı gözlemlendi. Şekil 4.14'te a

harfi ile gösterilen 1 numaralı ayak bağlantı parçasının kırılmış hali, Şekil 4.14'te b harfi ile gösterilen 1 numaralı ayak bağlantı parçasının tamirden sonraki halidir.

Tüm bu değişimlerden sonra Şekil 4.15'te oturma işlemi gerçekleştirilirken yürümeye ve oturmaya yardımcı kısımların parçaların bacak hareketleri ile senkronize bir şekilde konum aldığı, amortisörlerin kapalı konumda olduğu ve sistemin kişinin ağırlığını taşıdığı gösterilmektedir. Sistemin oturma durumundayken herhangi bir şeye ihtiyaç duymadan sandalye görevi gördüğü ve kişinin ağırlığını taşıdığı gözlemlendi. İnsan üst vücut kütlesi, toplam vücut kütlesinin yaklaşık üçte ikisi olarak kabul edildiğinde 70 kg değerine sahip bir kişinin üst vücut kütlesi yaklaşık olarak 46 kg olmaktadır. Oturma işlemi sırasında bu kütle sağ ve sol bacağı entegre edilen oturmaya yardımcı parçalara eşit olarak dağılmaktadır. Bu parçaların her birine etki eden kuvvet ise yaklaşık olarak 230 N olmaktadır. Ek olarak oturma alanlarına yapıştırılan süngerler sayesinde oturma esnasında oturma alanının kullanıcıyı rahatsız etmediği gözlemlendi. Ayrıca maliyetinin uygun olması ve basım kolaylığı sebebiyle tercih edilen PLA malzemesinin daha dayanıklı olması için dış iskelet sisteminin tasarımı üzerinde yapılan kalınlaştırma işlemleri nedeniyle dış iskelet sistemi ağırlaşmıştır. Bu ağırlaşma ile kişinin yürüme döngüsü ve oturma işlemini gerçekleştirirken kendi beden gücüne duyulan ihtiyacın arttığı ve bel bölgesinde kullanılan örgü bantlara da binen yükün de arttığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.13. (a) Metal bağlantı parçasının aparatları (b) metal bağlantı ara parçası (c) Ayak bağlantı parçası 2



Şekil 4.14. Ayak bağlantı parçası 1 a) Kırılmış hali b) Tamir edildikten sonraki hali



Şekil 4.15. Geliştirilen oturma yardımcı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin oturma durumundaki pozisyonu

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, başta nörolojik problemler olmak üzere çeşitli sebeplerle yürüme zorluğu çeken bireylerin rehabilitasyonlarına yardımcı olmak amacıyla alt ekstremitelerde kullanılan mekanik dış iskeleti geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem, hastalar için oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme mekanizmasıdır. Tez kapsamında geliştirilen bu mekanik dış iskeletin tasarımı ve prototip imalatı gerçekleştirilmiş ve gönüllü bir kişi üzerinde sistemin mekanik olarak çalışmasının uygulamaları başarıyla gerçekleştirilmiştir.

Oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin her mafsalının hareket aralıkları kullanıcının hareket kabiliyetini kısıtlamayacak şekilde tasarlanmıştır. Dış iskeletin mekanik tasarımı Solidworks 2016 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Tasarım 165 cm boy ölçüsüne sahip bir bireyin antropometrik ölçüleri referans alınarak gerçekleştirilmiştir.

Düşük maliyet, hızlı sonuç alma gibi özelliklerinden dolayı imalatın 3 boyutlu yazıcıda FDM yöntemiyle gerçekleştirilmesi ve basım kolaylığı özelliğinden dolayı malzeme olarak da PLA kullanılması tercih edilmiştir. Üretim yöntemi ve malzeme seçiminden sonra prototip imalatı gerçekleştirilecek olan giyilebilir dış iskeletin daha dayanıklı olması açısından tasarımda gerekli düzeltmeler ve iyileştirmeler başarıyla gerçekleştirilmiştir.

3 boyutlu yazıcıdan alınan çıktıların montajı gerçekleştirildikten sonra oturmaya yardımcı kısımlara amortisörlü pistonlar yerleştirilmiş ve dış iskeletin kişiye entegre olabilmesi için örme şeritlerden kayışlar hazırlanmıştır. Giyilebilir dış iskelet sisteminin denemeleri sağlıklı bir birey üzerinde değerlendirilmiştir.

Dış iskelet sistemi ile gerçekleştirilen yürüme ve oturma hareketlerinin daha rahat ve sürekli olması açısından malzeme seçimi büyük önem arz etmektedir. Sonuç olarak dayanımı daha yüksek ve daha hafif bir malzeme seçilmesinin gerektiği sonucuna varılmıştır.

Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi, hastaların hem yürümesine hem de oturmasına izin verebilen iki fonksiyonel özelliğe sahiptir. Aynı

zamanda, sistemi oluşturan alt sistemler yani hem yürüme hem de oturma mekanizmaları senkronize çalışmakta ve birbirini kısıtlamamaktadır. Dolayısıyla tüm sistemin prototip imalatı ve birey üzerinde uygulaması başarıyla gerçekleşmiştir.

Bu tez çalışmasında tasarımı ve prototipi gerçekleştirilen mekanik dış iskelet sisteminde blokliift amortisör temin edilemediğinden lift amortisör piston kullanılmıştır. Bu tercih oturma işlemi gerçekleştirilirken beraberinde birtakım zorluklar getirmekle birlikte oturma işlemi sırasında sistemin çalışmasında kolaylık sağlamıştır. Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sistemi, benzer çalışma prensibine sahip değişik ve daha farklı sistemlerinde gelişmesini etkileyebilecektir. Geliştirilen dış iskelet sisteminin yürüme ve oturma denemeleri tek kullanıcı ile yapılmış olup kullanacak kişiye daha uyumlu olması için farklı beden ölçülerine ve bedensel güce sahip kullanıcılar için tasarımda gerekli düzeltmeler yapılmalıdır.

Bu tez çalışması kapsamında kullanım kolaylığı öncelikli bir tasarım hedefi olarak alınmamıştır. Öncelikli olarak tek sistemde iki işlevin birleştirilmesi, iki sistemin uyumlu çalışması ve yürüme-oturma işlemlerinin gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Geliştirilen oturma yardımcılı giyilebilir dış iskelet yürüme sisteminin kullanım kolaylığı, elektronik ve robotik sistemler alanlarında yapılacak çalışmalar, yapılan bu sistemin ticarileştirilmesinde önem arz etmektedir.

Gelecekte yapılacak çalışmaların başında prototip üretimi yapılan dış iskeletin ağırlığının azaltılarak ve kullanım kolaylığı dikkate alınarak üretiminin gerçekleşmesi gelmektedir. Malzeme olarak PLA yerine dayanımı daha yüksek ancak daha hafif bir malzeme belirlenerek gerçekleştirilecek üretimin dış iskelet sisteminin yapısını daha ince ve daha kolay kullanılabilir bir hale getireceği düşünülmektedir. Bu malzeme seçimi ile sistemin ağırlığı önemli ölçüde azaltılabilir. Ayrıca belirlenen malzeme ile yapılan bu üretimin, sistemin kullanıcının beden gücüne duyulan ihtiyacı azaltmasından ve daha kolay kullanılabilir olmasından ötürü prototip üretimden kaynaklanan sorunları yok edeceği ya da azaltacağı düşünülmektedir.

Öte yandan, kullanılan lift amortisörlü pistonlar dış iskelet sisteminin oturma işlevini yerine getirmesine katkı sağlamış olsa da oturma işlevi gerçekleştirilirken kullanıcının beden gücüne duyulan ihtiyacın artmasına neden olmuştur. Bu yüzden lift amortisörlü

piston kullanımından vazgeçilip onun yerine kişinin beden gücüne duyulan ihtiyacı azaltacak mandal mekanizmasına sahip blokliift amortisörlü pistonlar kullanılabilir. Bunlara ek olarak tasarımda yapılacak olan eklemeler ve değişikliklerle birlikte farklı beden ölçülere sahip kişilerin aynı dış iskeleti kullanabilmesi de gelecekte gerçekleştirilebilecek çalışmalardandır.



KAYNAKLAR

- Abu-Faraj, Z.O., Harris, G.F., Smith, P.A., Hassani, S. (2015). Human Gait and Clinical Movement Analysis. In: *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 2, 1-34, DOI: 10.1002/047134608X.W6606.pub2.
- Beng, K., Aydil, S., Özkan, P. (2014). Üç boyutlu bilgisayarlı yürüme analizi: kinematik ve kinetik. *TOTBİD Dergisi*, 13, 337-343, DOI:10.14292/totbid.dergisi.2014.38.
- Bildik, C. (2020), *Yürüme Bozukluğu Neden Olur ve Nasıl Tedavi Edilir?* İstanbul, <https://www.florence.com.tr/durus-ve-yuruyus-bozukluklari> (Ziyaret Tarihi: 3 Ekim 2021).
- Bilir Kaya B., Ayaz Ö. (2019). Bir Kamu Rehabilitasyon Hastanesinde Robotik Rehabilitasyon Hastalarının Yaş Gruplarına Göre Demografik Özellikleri, *İKSSTD*, 11(3):118-124 doi: 10.5222/iksstd.2019.27676.
- Chang, J. (2018). Exoskeleton-Assisted Walking for Persons with Neurological Conditions, *I. Uluslararası Robotik Teknoloji Ve Rehabilitasyon Kongresi*, İstanbul, Türkiye, 9-11 Nisan 2018.
- Chen, B., Ma, H., Qin, L.Y., Gao, F., Chan, K.M., Law, S.W., Qin, L., Liao, W.H. (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5, 26-37, DOI:10.1016/j.jot.2015.09.007.
- Chen, B., Zhong, C.H., Zhao, X., Ma, H., Guan, X., Li, X., Liang, F.Y., Cheng, J.C.Y., Qin, L., Law, S.W., Liao, W.H. (2017). A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of Orthopaedic Translation*, 11, 7-18, DOI: 10.1016/j.jot.2017.02.007.
- Çalığıuşu, İ., Uzunhisarcıklı, E., Çetinkaya, M.B., Fidan, U. (2020). Robotic Design and Modeling of Medical Lower Extremity Exoskeletons. *İleri Mühendislik Çalışmaları ve Teknolojileri Dergisi*, 1(2), 198-214.
- Çetişli Korkmaz, N., Can Akman, T., Doğru Hüzmeli, E. (2021). Multipl skleroz. Armutlu, K., (Ed), *Nörolojik Fizyoterapide Klinik Ölçümler ve Değerlendirmeler*. (1. Baskı) (75-82), Ankara: Türkiye Klinikleri.
- Coşkun, M. (2019). 3 Boyutlu Yazıcıda Üretilmiş Parçalara Uygulanan Isıl İşlemlerin Mekanik Özelliklere Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Kastamonu Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kastamonu, 662750.
- Dhanavade, C., Dalvi, I., Gupta, R., Barge, R. (2001). Chairless Chair. *International Journal of Advance Scientific Research and Engineering Trends*, 6(5), 87-89, DOI: 10.51319/2456-0774.2021.5.0020.
- Dixon, T.M., Budd, M.A. (2017). Spinal Cord Injury. *Springer International Publishing Switzerland*, 127-136, DOI: 10.1007/978-3-319-34034-0_15.

- Elçin, M. (2017) *Biyomalzemeler ve Biyoyapay Organ Teknolojileri*. Ankara. https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/7202/mod_resource/content/0/12.%20Hafta.pdf , (Ziyaret Tarihi: 05 Ekim 2021).
- Esentürk, S. (2014). *Yürüme Siklusu Nedir?* Podoloji Türkiye, <https://www.podolojiturkiye.org/blog/2014/10/14/yurume-siklusu-nedir> (Ziyaret Tarihi: 03 Ekim 2021).
- Eser, F., Aksel, J., Karakuş, D. (2004). İnme Sonrası Gelişen Hemiplejide Yürümenin Özellikleri ve Yürüme Analizinin Yeri. *Fiziksel Tıp*, 7(1), 39-42.
- Evcin, A. (2020). *Polimerik Biyomalzemeler*. Afyon Kocatepe Üniversitesi Personel Blog Sistemi, <http://blog.aku.edu.tr/evcin/files/2020/10/7-Polimerik-malzemeler.pdf>, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- Evlen, H., Özdemir, M.A., Çalışkan, A. (2019). Doluluk Oranlarının PLA ve PET Malzemelerin Mekanik Özellikleri Üzerine Etkileri. *Politeknik Dergisi*, 22(4), 1031-1037, DOI: 10.2339/politeknik.426413.
- Gopura, R. A. R. C., Kiguchi K. (2009). Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots State-of-the-Art and Design Difficulties. *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto International Conference Center, Japan*, 23-26 June 2009.
- Gülçimen, B., Ülkü, S. (2008). İnsan Ayağı Biyomekaniğinin İncelenmesi. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 13(2), 27-33.
- Gümüşderelioğlu, M. (2002). Biyomalzemeler. *Tübitak Bilim ve Teknik Yeni Ufuklara Dergisi*, Temmuz Özel Sayısı, 2-23.
- Güner, A.T., Meran, C. (2020). Ortopedik İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67, DOI: 10.5505/pajes.2019.46666.
- Güven, Ş.Y. (2010). Ortopedik Malzemelerin Biyouyumlulukları ve Mekanik Özelliklerine Göre Seçimi, 2. *Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi*, Balıkesir, Türkiye, 11-12 Kasım 2010.
- Güven, Ş.Y. (2014). Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.
- Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A., Bölükbaşı, S. (2006). Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *TOTBİD Dergisi*, 5 (1-2), 53-59.
- Kaygusuz, B., Özerinç, S. (2018). 3 Boyutlu Yazıcı ile Üretilen PLA Bazlı Yapıların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi. *Makina Tasarım ve İmalat Dergisi*, 16(1), 1-6.

- Keskin A. O., Uncu G., Tanburoğlu A., Özbabalık Adapınar D. (2016). Yaşlanma ve Yaşlılıkla İlgili Nörolojik Hastalıklar. *Osmangazi Tıp Dergisi*, 38 (Özel Sayı 1): 75-82. DOI: <http://dx.doi.org/10.20515/otd.51945>.
- Kırmızı, Ş. (2018). Poliakrilik Asit–Hidroksiapatit–Bal Nanokompozitlerinin Sentezi ve Bazı Biyolojik Özelliklerinin Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Balıkesir Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Balıkesir, 501769.
- Köse, N. (2016). Biyomalzemeler ve İmplantlara Biyolojik Yanıt. Korkusuz. F., (Ed), Temel Bilimler ve Araştırma kitabı (1) (3-16). Eskişehir: Totbid-Bayt.
- Kuru, M. (2020). *Biyomalzemeler ve Uygulama Alanları*. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Akademik Veri Yönetim Sistemi, <https://avys.omu.edu.tr/mehmet.kuru>, (Ziyaret Tarihi: 18 Nisan 2022).
- Kükürtcü, B. (2008). Biyoaktif Cam ve Cam-Seramik Malzemelerin Üretimi ve Yapay Vücut Sıvısı İçerisindeki Davranışlarının İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 251562.
- Looze, MP., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K.S., O’Sullivan, L.W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5), 671-8, DOI: 10.1080/00140139.2015.108198.
- Özkan, A., Şişik, N., Öztürk, U. (2016). Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 4(1), 227-242.
- Özkan, A., Söğüt, Ş. (2018). Yürüme Döngüsünün Alt Eksterimite Kemikleri Üzerindeki Kinematik Çözümlemesi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 6, 1058-1067.
- Özkoçak V., Koç F., Demir E., Yavuz Y. (2019). Antropometrik Ölçümlerin Tanımlanması. Demir, E., Özkoçak, V. (Ed.), İstatistiksel Uygulamalarla Sağlık, Spor ve Adli Bilimlerde Antropometrik Ölçümlere Dayalı Araştırma Tasarımları (1) (1-4). Nobel Bilimsel Eserler.
- Pasinli, A. (2004). Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4, 25-34.
- Pişirici, P. (2018). Robotik Rehabilitasyonun Fizyoterapist Açısından Olumlu ve Olumsuz Yönleri, *I. Uluslararası Robotik Teknoloji ve Rehabilitasyon Kongresi*, İstanbul, Türkiye, 9-11 Nisan 2018.
- Sale, P., Franceschini, M., Waldner, A., Hesse, S. (2012). Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48 (1), 111-121.
- Sönmez, S., Kesen, U., Dalgıç, C. (2018). 3 Boyutlu Yazıcılar, *6. Uluslararası Matbaa Teknolojileri Sempozyumu*. İstanbul, Türkiye, 01-03 Kasım 2018.

- Spada, S., Ghibaud, L., Carnazzo, C., Di Pardo, M., Chander, D.S., Gastaldi, L., Cavatorta, M.P. (2019). Physical and Virtual Assessment of a Passive Exoskeleton. *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association*, Springer International Publishing, 247-257, DOI:10.1007/978-3-319-96068-5_28.
- Şahin, K., Turan, O. (2018). Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Karşılaştırmalı Analizi. *Stratejik ve Sosyal Araştırma dergisi*, 2(2), 98-116.
- Şahin, Y. (2014). Yük Taşıyan İnsan Yürüyüşünü Destekleyici Alt Ekstremit Dış İskelet Geliştirilmesi. Doktora Tezi, T.C. Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 380832.
- Şeker, A., Talmaç, M.A., Sarıkaya, İ. (2014). Yürüme biyomekaniği. *TOTBİD Dergisi*, 13, 314-324, DOI: 10.14292/totbid.dergisi.2014.35.
- Şimşek Cankur, N. (2012). *Anatomiye Giriş ve Temel Kavramlar*. <https://www.slideshare.net/prettygirll/anatomiye-giris-ve-temel-kavramlar> (Ziyaret Tarihi: 03 Kasım 2021).
- Talat, M., Esquenazi, A., Briceño, J.E. (2013). Differentiating ability in users of the ReWalk(TM) powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics. 2013 IEEE 13. Uluslararası Rehabilitasyon Robotik Konferansı (ICORR), 1 Haziran 2013, DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650469.
- Tejera, J. (2020). *Güçlendirilmiş Dış İskelet Genel Karakterizasyonu*. Wikipedia, https://en.wikipedia.org/wiki/File:General_Categorization_of_powered_exoskeletons.png, (Ziyaret Tarihi: 03 Mart 2021).
- Tektemur, E. (2011). Poli(Laktik Asit) Üretimine İşletme Parametrelerinin Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 299643.
- Türkiye: T.C. Milli Eğitim Bakanlığı (2011), Ortopedik Protez Ve Ortez Yürüme analizi-1. Ankara, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Y%C3%BCr%C3%BCme%20Analizi%201.pdf, (Ziyaret Tarihi: 3 Kasım 2021).
- Türkiye: T.C. Millî Eğitim Bakanlığı (2011), Ortopedik Protez Ve Ortez Yürüme analizi-2, Ankara, http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Y%C3%BCr%C3%BCme%20Analizi%201.pdf, (Ziyaret Tarihi: 03 Kasım 2021).
- URL-1: <https://fizyocare.com.tr/Hizmetler/Yürüme-Bozuklukları/5>, (Ziyaret Tarihi: 11 Mart 2021).
- URL-2: <https://www.fizirem.com/yurume-bozuklugu/> (Ziyaret Tarihi: 11 Mart 2021).
- URL-3: <https://www.acibadem.com.tr/acibadem-de/yurume-analizi/>, (Ziyaret Tarihi: 11 Mart 2021).
- URL-4: <https://www.noonee.com/?lang=en>, (Ziyaret Tarihi: 03 Mart 2021).

- URL-5: <https://tr.wikipedia.org/wiki/Cırtcırt>, (Ziyaret Tarihi: 03 Ekim 2021).
- URL-6: https://tr.wikipedia.org/wiki/Üç_boyutlu_baskı, (Ziyaret Tarihi: 03 Mart 2021).
- URL-7: <https://novimod.com/3d-baski-hizmetleri/>, (Ziyaret Tarihi: 03 Mart 2021).
- URL-8: https://tr.wikipedia.org/wiki/H%C4%B1zl%C4%B1_prototipleme, (Ziyaret Tarihi: 03 Mart 2021).
- URL-9: <https://tr.wikipedia.org/wiki/Amortisör>, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- URL-10: <https://gaysanamortisor.com/urunlerimiz/>, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- URL-11: <https://www.tunalift.com/tr/gazli-amortisor>, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- URL-12: https://www.ibisa.com.tr/index_tr.html, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- URL-13: http://www.piston.com.tr/yeni/?page=urunler&id=gazli_amortisor, (Ziyaret Tarihi: 07 Ekim 2021).
- Uyan, P. (2019). *Biyomalzemeler*. Bilecik, <http://w3.bilecik.edu.tr/metalurjivemalzeme/wp-content/uploads/sites/30/2019/02/Biyomalzemeler-1.Ders-Pınar-Uyan-.pdf>, (Ziyaret Tarihi: 06 Mayıs 2022).
- Üner, İ., Koçak, E.D. (2012). Poli(Laktik Asit)'in Kullanım Alanları ve Nano Lif Üretimdeki Uygulamaları. *İstanbul Ticaret Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 11(22), 79-88.
- Yavuzer, G. (2007). Nöromuskuloskeletal Sistem Hastalıklarının Değerlendirilmesinde Bilgisayarlı Yürüme Analizinin Yeri. *FTR Bilimleri Dergisi*, 10 (2), 43-45.
- Yavuzer, G. (2014). Yürüme analizi ve temel kavramlar. *TOTBİD Dergisi*, 13, 304-308, DOI: 10.14292/totbid.dergisi.2014.33.
- Yıldırım, G., Yıldırım, S., Çelik, E. (2018). Yeni bir bakış - 3 boyutlu yazıcılar ve öğretimsel kullanımı: bir içerik analizi. *Bayburt Eğitim Fakültesi Dergisi*, 13(25), 163-184.
- Yücel, A.H., Özandaç Polat, S., Kabakcı A.G. (2017). 18-22 Yaş Arası Çukurova Üniversitesi Öğrencilerinin Cinsiyete Göre Alt Ekstremitte Antropometrik Ölçümlerinin İncelenmesi. *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14 (1), 1-11.
- Zeilig, G., Weingarden, H., Zwecker, M., Dudkiewicz, I., Bloch, A., Esquenazi, A. (2012). Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study. *The journal of spinal cord medicine*, 35(2), 96-101, DOI:10.1179/2045772312Y.0000000003.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Kişioğlu, Y., **Zengin, H.Ö.**, Yürüme Problemlili Nörolojik Hastalar İçin Yürüme-Oturma Yardımcılı Dış İskelet Sisteminin Prototip İmalatı, *X. Uluslararası Biyomekanik Kongresi*, Online, 26-27 Mart 2021.



ÖZGEÇMİŞ

İlk, orta ve lise öğrenimini İzmir’de tamamladı. 2014 yılında girdiği Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümünden 2018 yılında Biyomedikal Mühendisi olarak derece ile mezun oldu. 2018-2022 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı.

