

# Prijedlog poboljšanja konstrukcije aktivne ortoze stopala

---

Tomljanović, Ana

Master's thesis / Diplomski rad

2022

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:036733>

*Rights / Prava:* [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-02-05**

*Repository / Repozitorij:*

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# **DIPLOMSKI RAD**

**Ana Tomljanović**

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić, dipl. ing.

Studentica:

Ana Tomljanović

Zagreb, 2022.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru, prof. dr. sc. Aleksandru Sušiću na pruženoj pomoći pri izradi ovog rada i korisnim savjetima tijekom studija. Posebno hvala mojim roditeljima, obitelji i dečku na podršci koju su mi pružali tijekom studiranja.

Ana Tomljanović



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:



Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodstrojarski

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 22 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 22 -	

## DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Ana Tomljanović**

JMBAG: 0035204457

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Prijedlog poboljšanja konstrukcije aktivne ortoze stopala**

Naslov rada na engleskom jeziku: **A proposal to improve the design of an active foot orthosis**

Opis zadatka:

Brojna rješenja ortoza stopala razvijena su kao posljedica različitih problema stopala, a i zbog različitih pristupa u njihovom rješavanju. S obzirom na konstrukcijske zahtjeve, na tržištu se mogu naći pasivne, aktivne i hibridne ortoze, svaka grupa zaslužna za rješavanje problema kojima se nastoje riješiti izazovi s kojima su suočeni njihovi korisnici. Ipak, unatoč mnoštvu rješenja, korisnici imaju pritužbi te se neki čak i odriču njihovog korištenja zbor raznih razloga. Sve navedeno se može nabrojati u razloge pojave novih rješenja, te neprestanom razvoju i poboljšanjima ove grupe pomagala.

S obzirom na sve rečeno, uspješna konstrukcija ortoze stopala, prvenstveno treba riješiti odnosno otkloniti – smanjiti broj primjedbi, a istodobno ponuditi takvo rješenje koje će svojom funkcionalnošću i izgledom ohrabriti i nezadovoljnike. Samo kao napomena, psihološka komponenta igra moguće čak i presudnu ulogu u prihvaćaju ortoza, jer korisnici nisu suočeni samo s kompromitiranom funkcionalnošću svog lokomotornog sustava.

U radu je potrebno:

- Prikazati anatomske i funkcionalne značajke stopala i skočnog zgloba čovjeka;
- Prikazati biomehaniku stopala i skočnog zgloba uz isticanje ključnih parametara;
- Izvršiti kritički osvrt na konstrukciju postojećih ortoza stopala;
- Provesti konstrukcijsku razradu aktivne ortoze stopala;
- Istaknuti prednosti i tržišnu konkurentnost razradom dobivenog poboljšanja konstrukcije aktivne ortoze stopala.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

Datum predaje rada:

Predviđeni datumi obrane:

5. svibnja 2022.

7. srpnja 2022.

18. – 22. srpnja 2022.

Zadatak zadan:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

## SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	I
POPIS SLIKA .....	III
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS KRATICA .....	V
POPIS OZNAKA .....	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY .....	VIII
1. UVOD.....	1
1.1. Anatomija lokomotornog sustava .....	1
1.1.1. Osnovni izrazi u anatomiji .....	2
1.1.2. Kuk.....	4
1.1.3. Koljeno.....	4
1.1.4. Gležanj i stopalo .....	5
1.2. Biomehanika ljudskog hoda.....	7
1.2.1. Ciklus hoda .....	8
1.2.2. Analiza sila tijekom hoda.....	9
1.3. Pad stopala .....	13
2. ORTOZE ZA GLEŽANJ I STOPALO .....	15
2.1. Povijesni razvoj.....	15
2.2. Odabir materijala za izradu ortoza .....	18
2.2.1. Drvo .....	18
2.2.2. Metal i koža.....	19
2.2.3. Plastika.....	19
2.2.4. Polimeri ojačani ugljičnim vlaknima .....	21
2.2.5. Usporedba mehaničkih svojstava materijala.....	22
2.3. Metode izrade ortoza.....	24
2.4. Pregled dostupnih rješenja aktivnih ortoza .....	25
2.4.1. Usporedba aktivnih ortoza stopala.....	33
3. KONSTRUKCIJSKA RAZRADA.....	36
3.1. Tehnički upitnik .....	36
3.2. Definicija cilja.....	37
3.3. Definiranje zahtjeva .....	38
3.4. Funkcijska struktura .....	40
3.5. Morfološka matrica .....	41
3.6. Generiranje koncepata.....	43
3.6.1. Koncept 1 .....	44
3.6.2. Koncept 2 .....	45
3.7. Vrednovanje koncepata.....	45
3.8. Razrada koncepta .....	46
3.8.1. Gornji dio ortoze .....	49
3.8.2. Donji dio ortoze .....	52

---

3.8.3. Spoj gornjeg i donjeg dijela ortoze .....	52
4. ZAKLJUČAK.....	56
LITERATURA.....	58
PRILOZI.....	62

**POPIS SLIKA**

Slika 1.	Anatomija noge [1].....	2
Slika 2.	Anatomske ravnine [2] .....	3
Slika 3.	Pokreti noge [2] .....	4
Slika 4.	Kosti stopala [2] .....	6
Slika 5.	Faze hoda [8] .....	9
Slika 6.	Platforma za mjerenje sile [8] .....	10
Slika 7.	Sile reakcije tla [8] .....	11
Slika 8.	Stopalo oslobođeno veza [8] .....	12
Slika 9.	Moment u kuku, koljenu i gležnju [8].....	13
Slika 10.	Primitivna ortoza iz Egipta [12] .....	16
Slika 11.	Antička ortoza [13].....	16
Slika 12.	Metalna ortoza s kožnim remenom [15].....	19
Slika 13.	Plastična ortoza [17].....	20
Slika 14.	Ortoza od CFRP-a [18].....	22
Slika 15.	Usporedba gustoće materijala [14].....	23
Slika 16.	Usporedba vlačne čvrstoće materijala [14] .....	23
Slika 17.	Usporedba Youngovog modula materijala [14] .....	24
Slika 18.	Ortoza 1 [20] .....	25
Slika 19.	Ortoza 2 [21] .....	26
Slika 20.	Ortoza 3 [22] .....	27
Slika 21.	Ortoza 3 [22] .....	28
Slika 22.	Ortoza 4 [23] .....	29
Slika 23.	Ortoza 5 [24] .....	30
Slika 24.	Ortoza 6 [25] .....	31
Slika 25.	Ortoza 7 [27] .....	32
Slika 26.	Ortoza 8 [28] .....	33
Slika 27.	Funkcijska struktura .....	40
Slika 28.	Koncept 1 .....	44
Slika 29.	Koncept 2 .....	45
Slika 30.	Model noge [29] .....	47
Slika 31.	Konačan sklop ortoze .....	48
Slika 32.	Okvir gornjeg dijela ortoze.....	49
Slika 33.	Okvir donjeg dijela ortoze .....	49
Slika 34.	Sklop gornjeg dijela ortoze.....	51
Slika 35.	Sklop donjeg dijela ortoze .....	52
Slika 36.	Lijevo - spoj gornjeg i donjeg dijela ortoze; desno – prerezi na proširenju spoja	53
Slika 37.	Presjek sklopa sustava dvosmjernih sajli .....	54
Slika 38.	Komponente natezača i međuadaptera .....	54
Slika 39.	Sustav vođenja sajli .....	55



**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Podaci dobiveni eksperimentom pomoću platformi za mjerenje sile [8] .....	10
Tablica 2. Osnovne karakteristike postojećih rješenja .....	33
Tablica 3. Usporedba postojećih rješenja .....	35
Tablica 4. Tehnički upitnik .....	36
Tablica 5. Definicija cilja .....	38
Tablica 6. Funkcionalni i konstrukcijski zahtjevi .....	38
Tablica 7. Morfološka matrica .....	41
Tablica 8. Usporedba koncepata .....	46

---

**POPIS KRATICA**

ABS	eng. <i>Acrylonitrile butadiene styrene</i> - Akrilonitril butadien stiren
AFO	eng. <i>Ankle foot orthosis</i> – Ortoza za gležanj i stopalo
BLDC	eng. <i>Brushless DC electric motor</i> – Istosmjerni motor bez četkica
CAD	eng. <i>Computer-aided design</i> - Računalno potpomognuto projektiranje
CFRP	eng. <i>Carbon-fiber-reinforced polymers</i> - Polimeri ojačani ugljičnim vlaknima
CNC	eng. <i>Computer numerical control</i> – Numerički upravljani alatni strojevi
DC	eng. <i>Direct current</i> – Istosmjerna struja
EMG	eng. <i>Electromyography</i> - Elektromiografija
IMU	eng. <i>Inertial measurement unit</i> - Inercijska mjerna jedinica
LiPo	eng. <i>Lithium polymer battery</i> - Litij polimer baterija
SEA	eng. <i>Series Elastic Actuator</i> – Serijski elastični aktuator
TPU	eng. <i>Thermoplastic polyurethane</i> – Termoplastični poliuretan

**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$a_{CM,stopalo}$	$m/s^2$	akceleracija centra gravitacije stopala
$DX$	m	udaljenost od koordinatne osi X
$DY$	m	udaljenost od koordinatne osi Y
$DZ$	m	udaljenost od koordinatne osi Z
$F_R$	N	sila reakcija tla
$F_{R,gležanj}$	N	rezultantna sila u gležnju
$F_X$	N	sila u smjeru osi X
$F_Y$	N	sila u smjeru osi Y
$F_Z$	N	sila u smjeru osi Z
$G_{stopalo}$	N	težina stopala
$m_{stopalo}$	kg	masa stopala
$M_{R,gležanj}$	Nm	rezultantni moment u gležnju
$T_Z$	Nm	moment oko osi Z

**SAŽETAK**

Moždani udar, ozljede leđne moždine i razne traume često rezultiraju hemiplegijom te je kod takvog stanja jedan od najvećih problema slabljenje mišića. Kao posljedica oslabljenih mišića često se javlja problem pada stopala. Budući da bolesnik ne može izvesti pokret dorzalne fleksije dolazi do nepravilnog obrasca hoda - brzina hoda se smanjuje, potrošnja energije tijekom hoda je veća te postoji velik rizik od spoticanja. Smanjena mogućnost hoda znatno utječe na kvalitetu života što rehabilitaciju hoda čini neophodnom. Za liječenje pada stopala najčešće se pripisuje ortotsko liječenje. Najčešće korištene ortoze za gležanj i stopalo još uvijek su pasivne ortoze, međutim napretkom tehnologije dolazi do sve većeg razvoja aktivnih ortoza. Znatno napredak postignut je u razvoju aktivnih ortoza za gležanj i stopalo u posljednjih nekoliko godina, ali i dalje ne postoji praktično i mobilno rješenje za širu primjenu. Stoga je cilj ovog rada prijedlog vlastitog rješenja mobilne aktivne ortoze za gležanj i stopalo. Kako bi se bolje razumio problem pada stopala i potrebe korisnika najprije je proučena anatomija donjih ekstremiteta te biomehanika pokreta. Zatim je pregledom znanstvenih radova uočeno da postoje prijedlozi aktivnih ortoza koje zadovoljavaju dio potreba korisnika. Postojeće ortoze detaljno su analizirane i evaluirane te su neke njihove karakteristike iskorištene kao baza za razradu vlastitog rješenja. Ponuđeno konstrukcijsko rješenje je mobilna aktivna ortoza koja osim rješenja problema pada stopala ima mogućnost pomoći i u fazi odguravanja te dodatne stabilizacije. Prednosti ponuđenog konstrukcijskog rješenja su i kompaktnost i dizajn koji doprinose estetskoj vrijednosti proizvoda te smanjuju averziju korisnika prema korištenju ortoza. Budući da su u dijelovima konstrukcije korištena inovativna rješenja, predložene su naknadne iteracije ortoza te eksperimentalno ispitivanje.

Ključne riječi: pad stopala, biomehanika hoda, ortoza za gležanj i stopalo, aktivna ortoza

**SUMMARY**

Stroke, spinal cord injuries, and various traumas often result in hemiplegia, and in such conditions, one of the biggest problems is muscle weakness. As a result of weakened muscles, the problem of foot drop often occurs. Because the patient is unable to perform dorsiflexion, there is an irregular gait pattern - gait speed decreases, the metabolic cost is increased and there is a high risk of tripping. Reduced ability to walk significantly affects the quality of life, which makes walking rehabilitation necessary. Orthotic treatment is most attributed to the treatment of foot drop. The most used ankle-foot orthoses are still passive orthoses. However, advances in technology have led to the increasing development of active orthoses. Significant progress has been made in the development of active ankle-foot orthoses in recent years, but there is still no practical and mobile solution for wider application. Therefore, the goal of this work is to propose a mobile active ankle-foot orthosis. To better understand the problem of foot drop and the needs of users, the anatomy of the lower extremities and the biomechanics of movement was first studied. Then, by reviewing scientific papers, it was observed that there are proposals for active orthoses that meet some of the user's needs. Existing orthoses were analyzed and evaluated, and some of their characteristics were used as a basis for developing own solution. The designed active orthosis in addition to solving the problem of foot drop also can help in the push-off phase and additional stabilization. The advantages of the offered structural solution are the compactness and design, which contribute to the aesthetic value of the product and reduce the aversion of the user to the use of the orthosis. Since innovative solutions were used in parts of the construction, subsequent iterations of the orthosis and experimental testing are proposed.

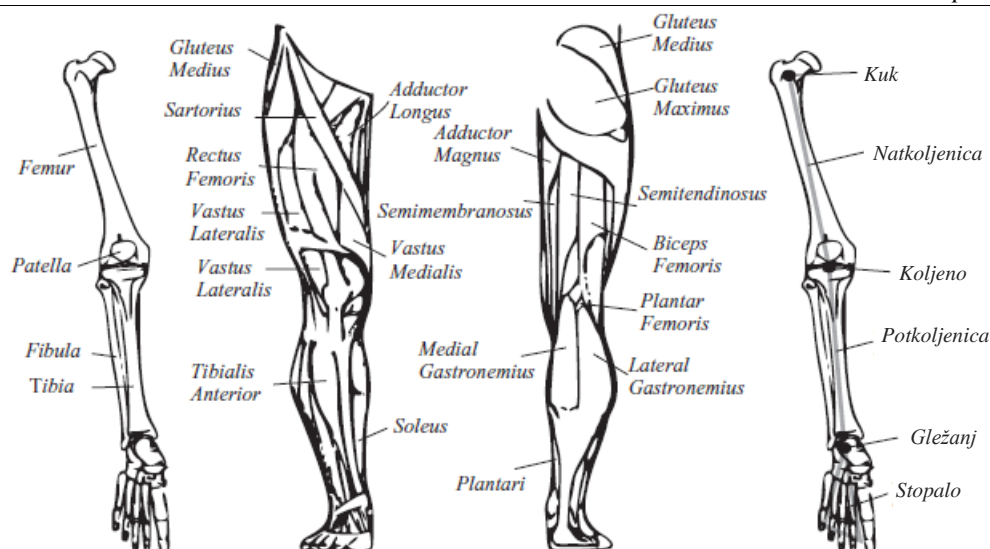
Key words: foot drop, biomechanics of human gait, ankle foot orthosis (AFO), active orthosis

## 1. UVOD

Razna neurološka oštećenja poput moždanog udara i ozljede leđne moždine mogu uzrokovati slabost mišića potkoljenice i stopala. Slabost mišića plantarnih fleksora rezultira nemogućnošću dostatnog odguravanja tijekom hoda dok slabost mišića dorzifleksora uzrokuje pad stopala. Pad stopala je stanje kod kojeg bolesnik prste vuče po podu prilikom faze zamaha te to uzrokuje sporije kretanje, dodatan napor prilikom hoda, ali i opasnost od pada. Ovo stanje nužno je liječiti kako bi se poboljšala kvaliteta života bolesnika. Metode liječenje pada stopala uključuju terapiju s fizioterapeutom, elektrostimulaciju, korištenje ortoze i/ili operaciju. Danas najširu primjenu imaju ortotska pomagala. Ortoza za gležanj i stopalo (eng. *ankle foot orthosis – AFO*) fiksira stopalo pod kutom od 90° i sprječava pad stopala prilikom hoda te na taj način olakšava hod i smanjuje rizik od pada. Međutim, veliki nedostatak takvih ortoza je što potiču neupotrebu stopala ograničavanjem pokreta u gležnju što rezultira atrofijom mišića. Iz tog razloga započeo je razvoj aktivnih ortoza za gležanj i stopalo, a zadnjih nekoliko godina postignut je i znatan napredak. Aktivne ortoze pomažu u izvođenju pravilnog pokreta i potiču neuroplastičnost. Međutim, dosad razvijene ortoze uglavnom su velikih dimenzija i male estetske vrijednosti što ograničava njihovu upotrebu i onemogućuje komercijalizaciju.

### 1.1. Anatomija lokomotornog sustava

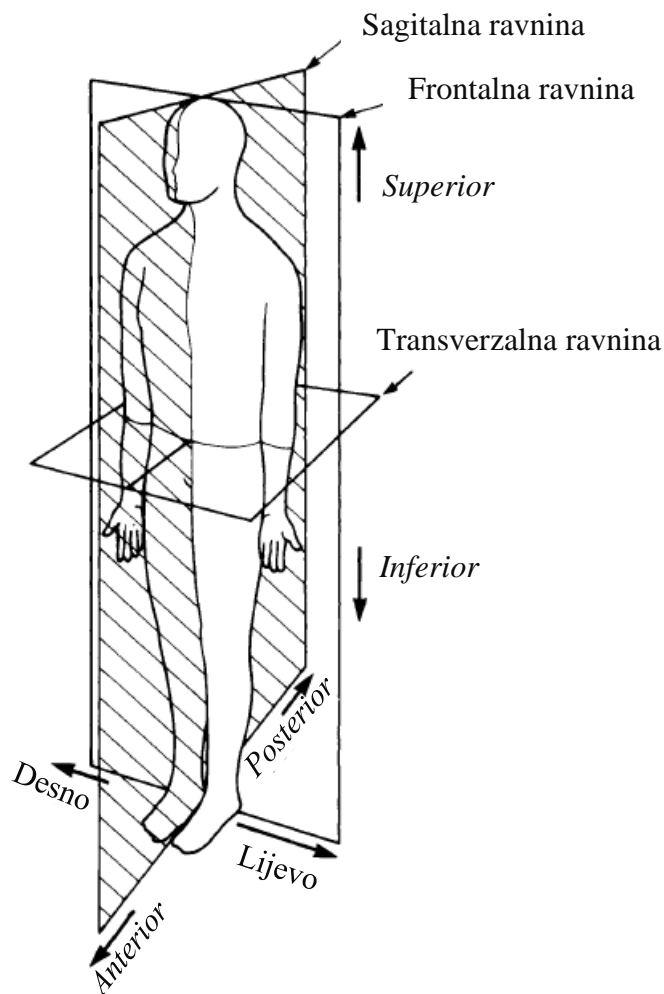
Anatomija lokomotornog sustava kao i anatomija općenito, kompleksno je područje te će se ovdje obraditi samo osnove potrebne za lakše razumijevanje daljnjeg rada. Donji ud sastoji se od sljedećih kostiju – zdjelica (lat. *pelvis*), natkoljenična, odnosno bedrena kost (lat. *femur*), potkoljenica koju čine cjevanica (lat. *tibia*) i lisna kost (lat. *fibula*) te stopalo čija je građa detaljnije opisana naknadno. Tri glavna zgloba su kuk koji spaja zdjelicu i bedrenu kost, koljeno koje spaja bedrenu kost i potkoljenicu te gležanj koji spaja potkoljenicu i stopalo.



Slika 1. Anatomija noge [1]

### 1.1.1. Osnovni izrazi u anatomiji

Ljudsko tijelo sastoji se od kostiju povezanih zglobovima koje čine kostur, a prekriveno je mekim tkivom odnosno organima i mišićima. Možemo pretpostaviti da je ljudsko tijelo podijeljeno na segmente pa se međusobno gibanje kostiju može opisati na iste načine koji se koriste u kinematici robota. Međutim, u medicini se za opisivanje gibanja ljudskog tijela, odnosno za opisivanje gibanja kostiju i stupnjeve slobode u zglobovima, koriste tri anatomske ravnine. Anatomske značajke opisuju se u odnosu na točno određeni položaj tijela, tzv. anatomski položaj koji označava tijelo u uspravnom, stojećem stavu s paralelnim stopalima, rukama ispruženim uz tijelo, dlanovima usmjerenim prema naprijed i ispruženim prstima usmjerenim prema dolje. Anatomske ravnine koje presijecaju tijelo u anatomske položaju su frontalna ravnina, transverzalna ravnina i sagitalna ravnina. Frontalna ravnina (koronalna, čeona) kroz tijelo prolazi paralelno s čelom, a dijeli ga na prednji i stražnji dio. Za ono što se nalazi ispred ili iza u odnosu na frontalnu ravninu koriste se izrazi *anterior* (prednji) i *posterior* (stražnji). Transverzalna ravnina (poprečna, horizontalna) postavljena je vodoravno i usporedna je s tlom. Tijelo dijeli na gornji (*superior*) i donji (*inferior*) dio. Sagitalna (središnja, medijana) ravnina tijelo dijeli na lijevu i desnu polovicu. Za tvorbe koje su bliže sagitalnoj ravnini kažemo da su smještene medijalno, a za udaljenije tvorbe kažemo da su smještene lateralno [1].

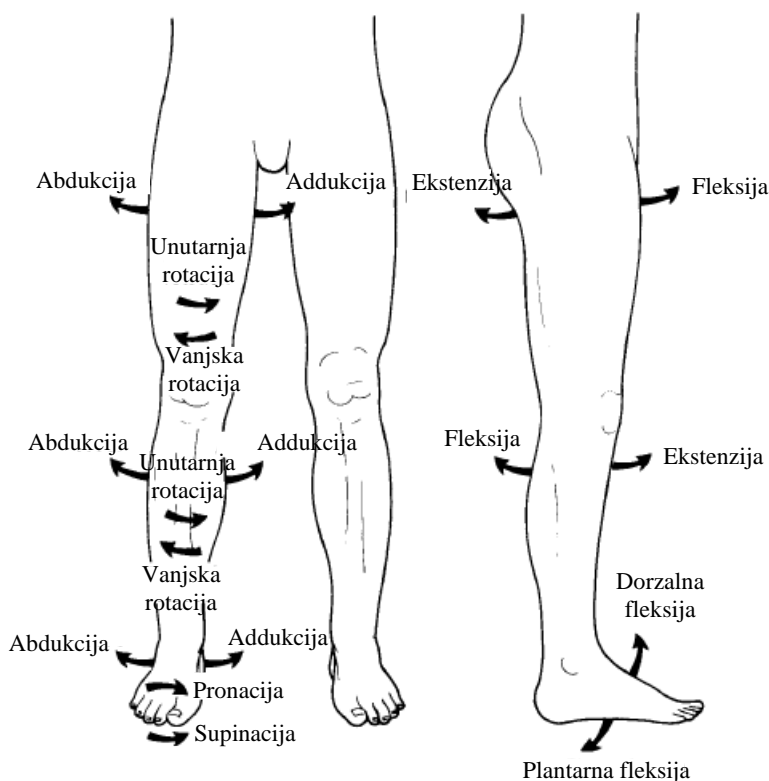


**Slika 2. Anatomске ravnine [2]**

Pokreti u svakom zglobu mogu se opisati pomoću ravnina i osovina pokreta. Ravnina pokreta je ravnina u kojoj se vrši pokret i obično pokrete u zglobovima opisujemo u odnosu na navedene osnovne ravnine tijela. Osovina pokreta zamišljeni je pravac koji prolazi sredinom zgloba (u kojem se vrši pokret), a okomit je na ravninu u kojoj se vrši pokret [3].

Pokreti u sagitalnoj ravnini nazivaju se fleksija i ekstenzija. Fleksija je pokret kojim se smanjuje kut između kostiju ili dijelova tijela dok se ekstenzijom taj kut povećava. Takvi pokreti u gležnju nazivaju se plantarna fleksija i dorzalna fleksija. Pokreti u frontalnoj ravnini nazivaju se abdukcija i adukcija i označavaju kretanje uda dalje od sagitalne ravnine (abdukcija) odnosno bliže sagitalnoj ravnini (adukcija). Također razlikujemo i everziju koja označava vanjsku rotaciju te inverziju koja označava unutrašnju rotaciju.





Slika 3. Pokreti noge [2]

### 1.1.2. Kuk

Kuk (lat. *coxa*) je kuglasti zglob između bedrene i karlične kosti. Podržava ga nekoliko ligamenata koji ograničavaju pokrete. Vrlo je jak i stabilan zglob. Morfološke značajke zgloba kuka omogućuju gibanje u svim smjerovima, i to fleksiju, ekstenziju, abdukciju i adukciju, rotaciju i cirkumdukciju, te sve kombinacije tih pokreta [4]. Fleksija je rotacijski pokret koji bedro pomiče naprijed i prema gore, a ekstenzija je pokret u suprotnom smjeru. Raspon fleksije je do 120°. Kod abdukcije, noga se pomiče od središnje linije tijela, a kod adukcije se događa suprotno. Raspon pokreta kod abdukcije iznosi do 40°, a kod adukcije između 30° i 35°. Medijalna-lateralna rotacija je rotacija oko uzdužne osi femura. Raspon pokreta medijalne rotacije je od oko 15° do 30°, a lateralne do 60° [1].

### 1.1.3. Koljeno

Kosti koje sačinjavaju koljeno su bedrena kost, cjevanica, lisna kost i patela. Koljeni zglob sastoji se od dva dijela - femuro-patelarni zglob i femuro-tibijalni zglob. Koljeno ima krucijalnu ulogu kod hodanja i stajanja. U suštini, koljeno ima dvije glavne funkcije. Prva je 'zaključavanje' koljenog zgloba koje omogućuje uspravno stajanje uz minimalnu mišićnu

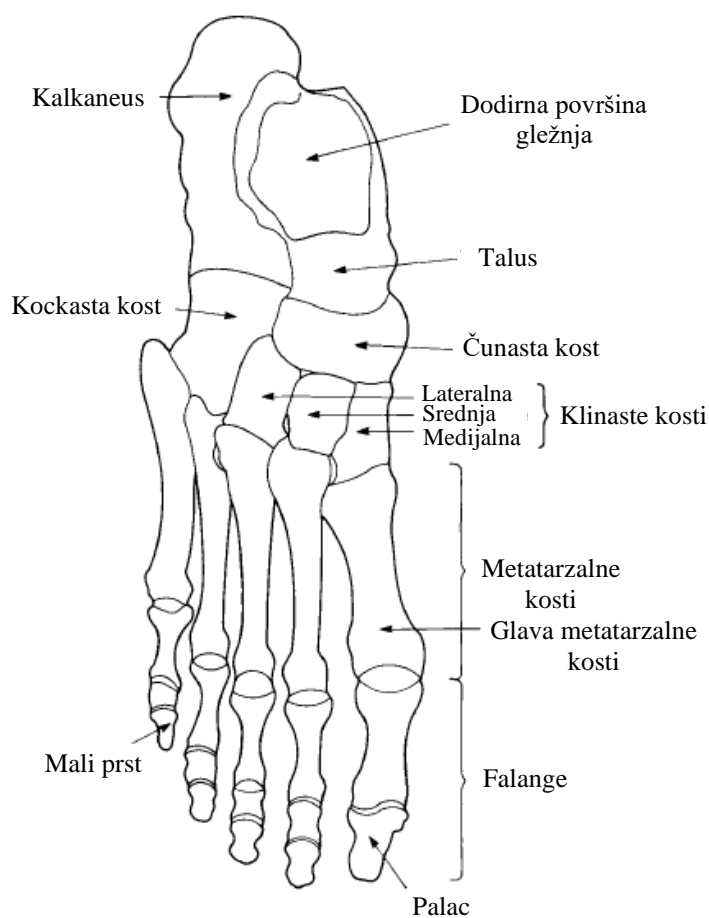
aktivnost, a druga koja omogućuje fleksiju koljena je 'otključavanje' kod kojeg se stopalo odiže od podloge i težina tijela nije podržana. Pokreti koljena u sagitalnoj ravnini su fleksija-ekstenzija i medijalna-lateralna rotacija. Raspon fleksije je do 120° kada je kuk ispružen, 140° kada je kuk savijen te 160° kada je koljeno pasivno savijeno. Raspon pokreta ekstenzije je od 0° do 10°. Medijalna rotacija je unutarnja rotacija koja se događa tijekom završne faze ekstenzije koljena. Nakon medijalne rotacije koljeno se nalazi u 'zaključanom' položaju i na taj način osigurava potpunu stabilnost. Iznosi maksimalno 10° uz fleksiju koljena od 30° te 15° uz potpunu fleksiju koljena. Lateralna rotacija je vanjska rotacija koja se događa tijekom rane faze fleksije koljena. Potrebna je za 'otključavanje' zgloba, a iznosi 30° uz fleksiju koljena od 30° te 50° uz fleksiju koljena od 120°. Ukoliko se u obzir uzimaju i rotacije, koljeno ima dva stupnja slobode gibanja [1].

#### **1.1.4. Gležanj i stopalo**

Stopalo je jedinstvena funkcionalna cjelina, a njezine temeljne zadaće kao organa oslonca odnosno kretanja omogućuje vrlo složena građa stopala koja se sastoji od 26 kostiju (uz dvije sezamske, 28 kostiju), povezanih čvrstim svezama, a osigurana dugim i kratkim potkoljениčnim odnosno stopalnim mišićima [5]. Zadaće stopala naizgled su proturječne. Stopalo mora biti dovoljno mobilno kako bi se prilagodilo različitim površinama, prigušilo udare i dalo efekt poluge prilikom odguravanja, a s druge strane mora biti dovoljno stabilno kako bi omogućilo kretanje. Anatomski, stopalo se može podijeliti na tri dijela, odnosno kostur nožja (lat. *ossa tarsi*), kostur donožja (lat. *ossa metatarsi*) i prste (lat. *ossa digitorum pedis*). Kosti nožja čine petna kost (lat. *os calcaneus*), gležnajska kost (lat. *os talus*), čunasta kost (lat. *os naviculare*), kockasta kost (lat. *os cuboideum*) i tri klinaste kosti (lat. *ossa cuneiforme*). Zatim slijedi pet kostiju donožja te četrnaest članaka prstiju. Sva tri dijela povezana su svezama i mišićima te ta struktura olakšava kretanje svih anatomskih struktura u stopalu [6].

Zglobove stopala (lat. *articulationes pedis*) možemo podijeliti na zglobove koji stopalo spajaju s potkoljenicom i ostale zglobove stopala. Zglobovi koji povezuju potkoljenicu sa stopalom su gornji nožni zglob (lat. *articulatio talocruralis*) i donji nožni zglob (lat. *articulatio subtalaris*) te su oni funkcijski najvažniji dijelovi stopala. Zajedno tvore model kuglastog zgloba i omogućavaju kretnje u svim smjerovima. Gležnajska kost se unutar gornjeg nožnog zgloba ponaša kao šarka te omogućuje plantarnu i dorzalnu fleksiju što gornji nožni zglob čini kutnim zglobom. Plantarna i dorzalna fleksija odvijaju se u sagitalnoj ravnini oko transverzalne osi. U donjem nožnom zglobu, koji je obrtni zglob, izvode se rotacijske kretnje stopala. Rotacija

stopala prema unutra je inverzija, a rotacija stopala prema van, everzija te se ti pokreti odvijaju u frontalnoj ravnini oko sagitalne osi. Primicanje i odmicanje od središnje ravnine tijela naziva se addukcija, odnosno abdukcija te se ti pokreti izvode u horizontalnoj ravini oko vertikalne osi. Kombinacijom ovih pokreta izvode se troravninski pokreti koji se nazivaju supinacija i pronacija. U ostale zglobove stopala spadaju zglob između petne, gležnjske i čunaste kosti (*art. talocalcaneonavicularis*), zglob između petne i kockaste kosti (*art. calcaneocuboidea*), zglob između čunaste kosti i klinastih kostiju (*art. cuneonavicularis*), zglobovi između klinastih kostiju (*art. intercuneiformes*), zglobovi između prednje skupine korijena stopala i kostiju donožja (*art. tarsometatarsales*), zglobovi između baza druge do pete kosti donožja (*art. intermetatarsales*), zglobovi između kostiju donožja i članaka prstiju (*art. metatarsophalangeae*) i zglobovi među člancima prstiju stopala (*art. interphalangeae pedis*) [7]. Unutar zglobova kosti koje ih čine prekrivene su artikularnom hrskavicom koja omogućava međusobno glatko klizanje kostiju. Hrkavica je dovoljno meka da priguši šokove, a ujedno i dovoljno žilava kako bi trajala cijeli životni vijek.



Slika 4. Kostii stopala [2]

Na stopalu razlikujemo tri uporišne točke stopala; stražnju uporišnu točku (tuber kalkaneusa), prednju unutrašnju uporišnu točku (glavica I. metatarzalne kosti) i prednju vanjsku uporišnu točku (glavica V. metatarzalne kosti). Te tri uporišne točke spojene su uzdužnim i poprečnim lukovima, a sa strukturama koje ih čine (kosti, sveze i mišići) nastaju uzdužni i poprečni svodovi [5]. Unutrašnji uzdužni svod počinje u stražnjoj uporišnoj točki, odnosno u kvrgi tuber kalkaneusa, a završava u prednjoj uporišnoj točki, odnosno glavici I. metatarzalne kosti. Najviša točka unutrašnjeg uzdužnog svoda jest navikularna kost, čiji je donji rub od tla odignut 15-20 mm. Upravo to uzdignuće uzrokuje 'nedostatak' središnjeg dijela stopala na otisku stopala na podlozi i daje mu karakterističan izgled. Vanjski uzdužni svod također počinje u kvrgi tuber kalkaneusa, ali završava u prednjoj vanjskoj uporišnoj točki, odnosno glavici V. metatarzalne kosti. Najviša točka vanjskog uzdužnog svoda koja se nalazi na kuboidnoj kosti također je uzdignuta od tla za 3 do 5 mm, ali ostavlja trag na tlu zbog debljine masnog jastučića. Poprečni prednji svod stopala povezuje prednje uporišne točke stopala.

Uz kosti, svodove oblikuju i održavaju mnogi ligamenti od kojih su najvažniji *lig. calcaneonaviculare*, *lig. plantare longum* i plantarna aponeuroza. Ligamenti međusobno povezuju kosti, a uz njih su jednako bitne i tetive koje povezuju kosti i mišiće. Građeni su od tankih vlakana kolagena koja su povezana u deblje snopove, a upravo debljina tih snopova diktira jakost ligamenata i tetiva. Najpoznatija tetiva u ljudskom tijelu – Ahilova tetiva – nalazi se u stopalu, odnosno povezuje petnu kost s mišićima. Pomoću Ahilove tetive mišići lista omogućuju razne položaje stopala te nam je na taj način omogućeno stajanje na prstima, odraz pri trčanju kao i skakanje. Za normalan oblik i funkciju stopala važni su pravilan oblik i položaj kostiju te dobro razvijene sveze i mišići. Danas se smatra da su mišići jedini aktivni održači svodova, a kosti i sveze uglavnom podržavaju svodove pasivno i to do stanovita opterećenja [5]. Tjelesna težina se na svodove stopala prenosi preko gležanjske kosti (lat. *talus*) koja povezuje kosti potkoljenice s kostima stopala. Ukoliko stojimo bosi na ravnoj podlozi većina opterećenja prenosi se na petu, a manji dio na prednje uporišne točke stopala. Već pri povišenju pete od oko 2 cm, opterećenje pete i prednjeg stopala se izjednačava.

## 1.2. Biomehanika ljudskog hoda

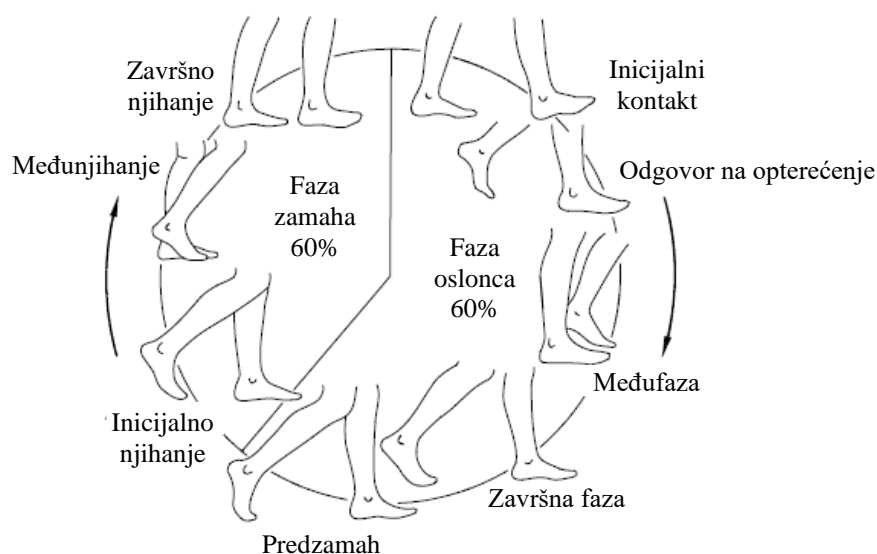
Općenito možemo reći da je hod aktivno kretanje tijela naizmjeničnim pokretima donjih udova, odnosno dinamičko prenošenje tijela s jednog mjesta na drugo. Pri tome postoji mogućnost promjene brzine i smjera kretanja te adaptacije na tlo, odnosno okolinu. Normalan hod umjerenim tempom po ravnom terenu jest ritmičko kretanje slijedom naizmjeničnih pokreta

obih nogu prema naprijed. Pri tom se stopalo noge osloni na podlogu prije nego se stopalo druge noge odvoji od podloge [4]. Dok hodamo činimo to spontano i ne razmišljamo što se događa u našem tijelu, a hod je zapravo kompleksan proces koji uključuje mozak, leđnu moždinu, periferne žive, mišiće, kosti i zglobove. Analiza hoda često je od pomoći u razumijevanju bolesti i problema koji se odnose na lokomotorni sustav. Hod se proučava otkako je čovjek evoluirao, ali sustavno proučavanje teme potječe iz renesanse kada su Leonardo da Vinci, Galileo i Newton dali korisne opise hodanja. Najraniji prikaz koji koristi pravi znanstveni pristup bio je u djelu '*De Motu Animalum*', koji je 1682. objavio Borelli, Galileov učenik. Borelli je izmjerio težište tijela te opisao kako se ravnoteža održava u hodu stalnim kretanjem naprijed, potpornog područja koje osiguravaju stopala. Daljnji napredak dogodio se razvojem platforme za mjerenje sile. Ovaj instrument uvelike je pridonio znanstvenom proučavanju hoda, a danas je standardna oprema u većini laboratorija. Mjeri smjer i veličinu sile ispod stopala. Rani dizajn opisao je Amar 1924., a poboljšani Elftman 1938. godine.

### **1.2.1. Ciklus hoda**

U sklopu normalnog hoda prema naprijed razlikujemo dvije osnovne faze. U fazi oslonca stopalo je na tlu, a u fazi njihanja to isto stopalo više nije u kontaktu s tlom nego se njišući pokreće prema naprijed do sljedećeg kontakta s tlom. Tijekom faze oslonca događa se apsorpcija, prijenos težine i oguravanje dok tijekom faze njihanja dolazi do skraćivanja noge koja je u pokretu te pomicanja iste noge prema naprijed, za što je potrebna fleksija kuka, koljena i gležnja. Povećanjem brzine, faza oslonca noge vremenski se smanjuje, a faza njihanja noge povećava. Potpuni izostanak faze dvostrukog oslonca označava tranziciju iz hodanja u trčanje. Iskorak noge prema naprijed potiču mišići fleksori u zglobu kuka samo u početku pokreta, a nastavak pokreta obavlja se uglavnom slobodnim njihanjem [4]. Obično se ciklus hoda dijeli na osam podfaza, pet tijekom faze oslonca i tri tijekom faze njihanja. Nazivi tih faza bazirani su na pomaku stopala. Kontakt petom ili inicijalni kontakt početak je faze oslonca. Budući da kod nekih patoloških slučajeva (npr. pad stopala) prvi kontakt s tlom ne ostvaruje peta, bolje je koristiti naziv inicijalni kontakt. Smjer sile reakcije tla mijenja se tijekom kontakta petom, najprije djelujući prema gore i naprijed, a zatim prema gore i natrag. Tijekom kontakta petom trup se nalazi za otprilike pola dužine koraka iza stopala te je u najnižoj vertikalnoj poziciji, otprilike 25 mm ispod prosječne visine. Nakon inicijalnog kontakta ostatak stopala spušta se na tlo te se ta podfaza naziva odgovor na opterećenje. Iznos sile reakcije tla znatno se povećava i usmjerena je prema gore i natrag. Međufaza je faza između odgovora na opterećenje i završne

faze. Definira se i kao vrijeme u kojem je veći trohanter femura vertikalno iznad središnje točke stopala, u sagitalnoj ravnini. U ovom periodu trup se nalazi u svojoj najvišoj točki, oko 25 mm iznad srednje razine i usporava svoje kretanje prema naprijed budući da se kinetička energija pretvara u potencijalnu energiju. Kut u kuku je približno nula, a gležanj se nalazi između neutralnog položaja i pet stupnjeva dorzalne fleksije. Završna faza je faza u kojoj se peta počinje odizati od tla. Obično se peta jedne noge odize prije kontakta s tlom petom druge noge. Doseže se vrhunac dorzalne fleksije te kut u gležnju iznosi od oko  $15^\circ$  do  $20^\circ$  stupnjeva. Čim se peta odigne od tla, koljeno se počinje savijati i u gležnju se događa plantarna fleksija. Predzamah označava završetak faze oslonca kada stopalo prestaje biti u kontaktu s tlom. Naziva se i period odgurivanja jer mišići tada stvaraju najveću silu. Glavni prijenos sile na tlo je kroz metatarzalne glave. Inicijalno njihanje počinje čim stopalo prestane biti u kontaktu s tlom te se aktiviraju mišići fleksori kuka kako bi se noga ubrzala prema naprijed. Međunjihanje je podfaza u kojoj stopalo noge koje se njiše prolazi točno ispod tijela. Ova podfaza događa se istovremeno s međufazom suprotne noge. Završno njihanje je podfaza deceleracije noge koja se njiše. Aktivni su mišići koji usporavaju nogu i stabiliziraju stopalo te ga pripremaju za sljedeći inicijalni kontakt.

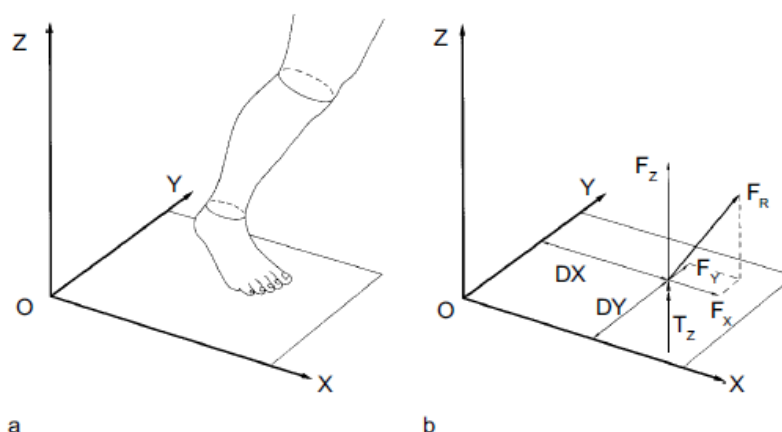


Slika 5. Faze hoda [8]

### 1.2.2. Analiza sila tijekom hoda

Biomehanička su zbivanja pri hodu vrlo složena. Održavanje ravnoteže i pokretanje tijela prema naprijed naizmjeničnom akcijom obaju donjih udova omogućeno je mnogobrojnim mehaničkim zbivanjima gdje aktivna mišićna snaga te sila teža i sila inercije imaju najveće

značenje [4]. Za analizu hoda obično se koristi već spomenuta platforma za mjerenje sile. Platforma prikazuje ukupnu silu kojom stopalo djeluje na tlo, ali ne pokazuje distribuciju sile po donjoj strani stopala. Slika 6. prikazuje informacije koje dobivamo koristeći platformu za mjerenje sile, tj. sile u smjerovima X, Y i Z, udaljenost sile od osi X i Y te moment oko osi Z. Kada znamo iznos sile reakcije tla moguće je izračunati rezultantne sile i momente u zglobovima donjih ekstremiteta ispitanika.



Slika 6. Platforma za mjerenje sile [8]

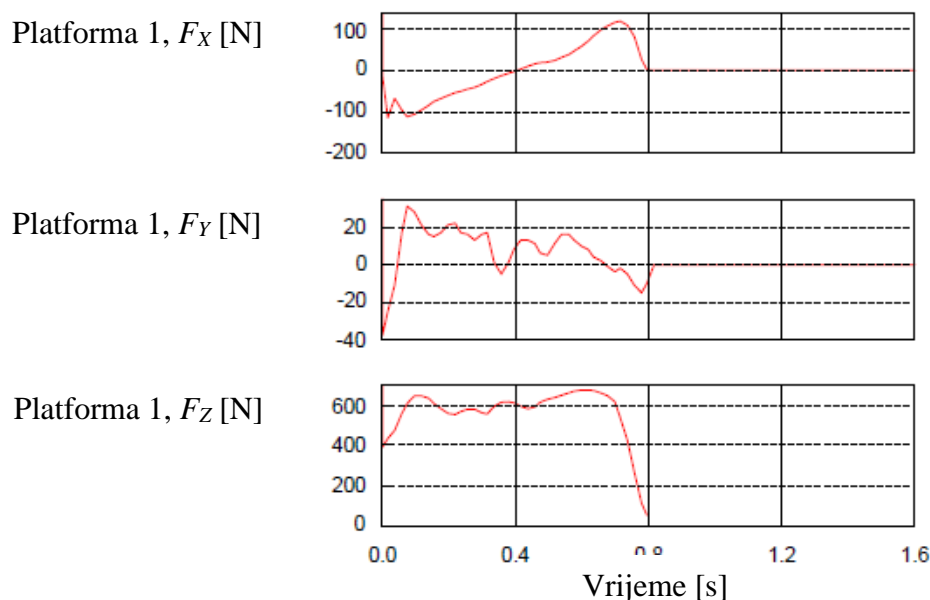
Nakon provedenog eksperimenta u kojem ispitanik normalnim hodom prelazi preko dvije spojene platforme za mjerenje sile dobivaju se sile reakcije tla koje su prikazane u Tablica 1.

Tablica 1. Podaci dobiveni eksperimentom pomoću platformi za mjerenje sile [8]

<b><math>t=0,68</math> s</b>						
<b>Veličina</b>	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]	DX [m]	DY [m]	$T_z$ [Nm]
<b>Platforma 1</b>	108	-1	645	0,196	0,204	2,774
<b>Platforma 2</b>	0	0	0	0,000	0,000	0,000
<b><math>t=0,70</math> s</b>						
<b>Veličina</b>	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]	DX [m]	DY [m]	$T_z$ [Nm]
<b>Platforma 1</b>	117	-4	617	0,198	0,205	2,546
<b>Platforma 2</b>	-15	30	271	0,672	0,272	0,609
<b><math>t=0,72</math> s</b>						
<b>Veličina</b>	$F_x$ [N]	$F_y$ [N]	$F_z$ [N]	DX [m]	DY [m]	$T_z$ [Nm]
<b>Platforma 1</b>	120	-2	538	0,199	0,206	1,417
<b>Platforma 2</b>	-79	30	352	0,677	0,274	0,159

Analizom rezultata vidljivo je da su u trenutku 0,68 s vrijednosti sile na platformi 2 nula što znači da ispitanikovo lijevo stopalo u tom trenutku još nije ostvarilo kontakt s platformom 2. Sila u smjeru Z ( $F_z$ ), na platformi 1 smanjuje se s protekom vremena kako se desno stopalo

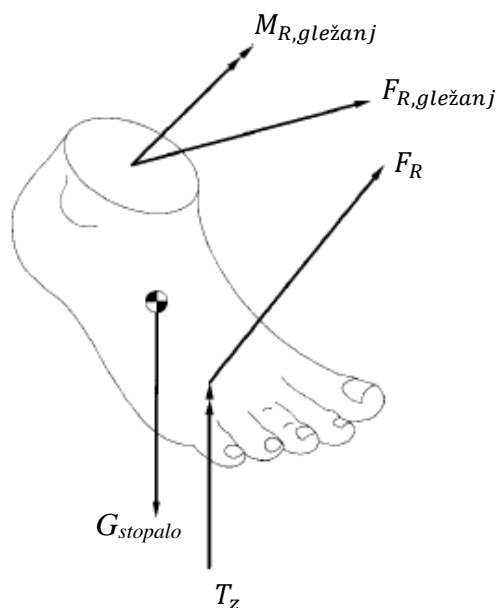
približava fazi inicijalnog njihanja. Na Slika 7. prikazane su sile reakcije tla kao funkcije vremena. Faza oslonca traje oko 0,75 s.



**Slika 7. Sile reakcije tla [8]**

Iz grafova na Slika 7. vidljivo je da je iznos sile  $F_z$  otprilike šest puta veći od iznosa sile u smjeru osi X,  $F_x$ , dok se mediolateralna sila  $F_y$  nalazi u rasponu koji je manji od jedne desetine sile  $F_z$ . Budući da je težina ispitanika nešto iznad 600 N, sila  $F_z$  u dva trenutka iznosi nešto malo više od 600 N te je u grafu vidljiv karakterističan dvostruki trbuh krivulje. Sila  $F_x$  u prvom je polovici ciklusa negativna, a zatim kako se ispitanik odguruje postaje pozitivna u skladu s trećim Newtonovim zakonom. Mediolateralna sila  $F_y$  negativna je u prvih 0,5 s što znači da je neposredno nakon dodira petom stopalo na ploču djelovalo u pozitivnom smjeru osi Y. Bitno je naglasiti da sve sile  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  označavaju silu kojom platforma djeluje na stopalo, a ne obrnuto! Kada su poznate sile reakcije tla moguće je izračunati sile i momente koji djeluju u zglobovima donjih ekstremiteta ispitanika. Ovdje su prikazani osnovni koraci proračuna, dok je matematika iza ovog proračuna kompleksna. Najprije je potrebno tijelo, u ovom slučaju stopalo, osloboditi veza. Na Slika 8. prikazano je stopalo s naznačenim silama i momentima koji na njega djeluju.





**Slika 8. Stopalo oslobođeno veza [8]**

Sljedeći korak je primjena drugog Newtonovog zakona odnosno raspisivanje jednadžbi ravnoteže. Prema Slika 8. vrijedi:

$$F_{R,gležanj} + G_{stopalo} + F_R = m_{stopalo} \cdot a_{CM,stopalo} \quad (1)$$

U jednadžbi (1) jedina nepoznanica je rezultantna sila u gležnju  $F_{R,gležanj}$ .  $F_{R,gležanj}$  rezultanta je svih sila koje djeluju u gležnju uključujući kosti, ligamente i mišiće. Težina stopala,  $G_{stopalo}$  jednostavno se dobije umnoškom mase stopala i ubrzanja Zemljine sile teže,  $g$ . Silu reakciju tla  $F_R$  ranije smo dobili pomoću platforme, a podaci o masi stopala,  $m_{stopalo}$  i akceleraciji centra gravitacije stopala,  $a_{CM,stopalo}$  preuzeti su iz literature [8].

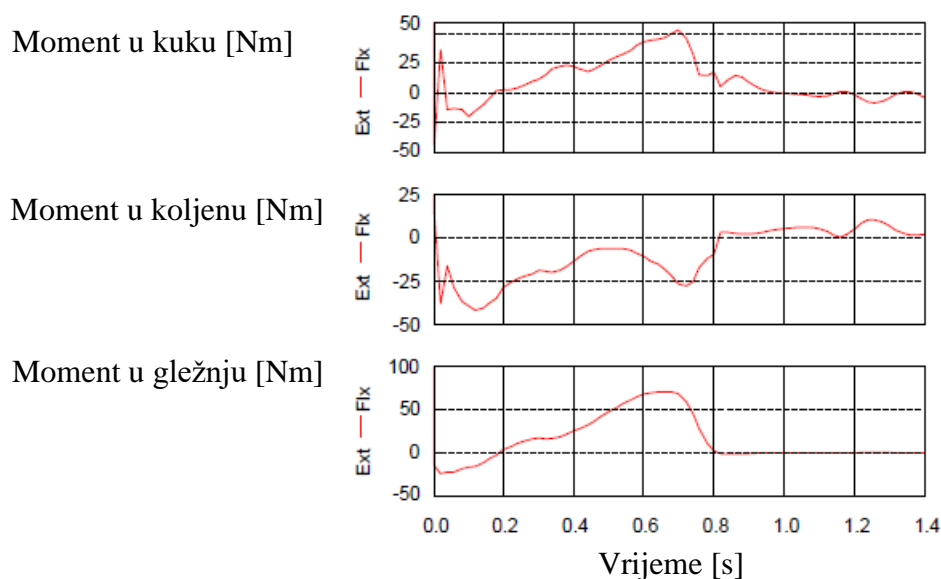
Također vrijedi jednadžba (2)

$$\sum \text{Momenata} = M_{R,gležanj} + T_z + \text{moment uslijed } F_{R,gležanj} + \text{moment uslijed } F_R \quad (2)$$

Jedina nepoznanica s desne strane jednadžbe (2) je moment  $M_{R,gležanj}$ . Iznos momenta  $T_z$  i iznos sile reakcije tla,  $F_R$  poznati su iz rezultata dobivenih platformom za mjerenje sile. Rezultantna

sila u gležnju,  $F_{R,gležanj}$  izračunata je u prethodnom izrazu. Krakove sila jednostavno je izračunati budući da raspolažemo s podacima o centru mase stopala, koordinatama gležnja te koordinatama sile  $F_R$ . Ti podaci također se nalaze u literaturi [8].

Kada su izračunati  $M_{R,gležanj}$  i  $F_{R,gležanj}$  upotrebom trećeg Newtonovog zakona moguće je izračunati rezultantne sile i momente u koljenu i kuku ispitanika. Dobiveni rezultati prikazani su u grafu na Slika 9. Iz grafa je vidljivo da maksimalni moment u gležnju iznosi oko 75 Nm.



Slika 9. Moment u kuku, koljenu i gležnju [8]

### 1.3. Pad stopala

Nemogućnost podizanja stopala u gležnju odnosno nemogućnost dorzalne fleksije naziva se pad stopala. Prilikom hoda osoba ne može podići stopalo kada je to potrebno pa se takvo stanje naziva još i pijetlov hod. Pad stopala može biti posljedica različitih neuroloških i ortopedskih stanja poput oštećenja perifernih živaca (npr. ozljeda *cauda equina* - konjski rep), ozljeda mišića ili tetiva dorzifleksora i bolest ili povreda mozga i kralježnične moždine. Osim što dovodi do povećanog rizika od padova, pad stopala otežava hodanje i može uzrokovati sekundarnu bol i nelagodu kako osoba pokušava nadoknaditi pokret. Ovisno o uzroku, pad stopala može biti privremeno ili trajno stanje. Neurološki uzroci dijele se na oštećenja središnjeg živčanog sustava i oštećenja perifernog živčanog sustava. Procjenjuje se da se kod 20% bolesnika koji su preživjeli moždani udar javlja pad stopala. Pad stopala se u visokim postotcima pojavljuje kod bolesnika sa stečenom ozljedom mozga te kod onih koji su doživjeli

ozljedu kralježnične moždine (iznad kralješka T12). Također je česta pojava kod oboljelih od Parkinsonove bolesti i cerebralne paralize. Kod pada stopala kojemu je uzrok oštećenje središnjeg živčanog sustava, obično postoji ozljeda ili oštećenje koje utječe na gornji motorni neuron. Gornji motorni neuroni čine veze (sinapse) s donjim motornim neuronima u leđnoj moždini. Kako donji motorni neuroni izlaze iz leđne moždine međusobno se spajaju i tvore periferne živce koji inerviraju skeletne mišiće. Bilo koja patologija (npr. moždani udar, multipla skleroza, ozljeda kralježnice) koja prekida prijenos u gornjem motornom neuronu sprječava kontrakciju uzrokovanu donjim motornim neuronom te na taj način dolazi do pada stopala. Osobe koje imaju problem pada stopala na različite načine kompenziraju nepravilan hod. Često dolazi do pretjeranog savijanja u koljenu, zamahivanja noge u stranu i podizanja zdjelice, sve s ciljem izbjegavanja kontakta stopala i tla tijekom faze zamaha [9].

Liječenje može biti operativno (u slučajevima diskoradikularnog konflikta ili tumora koji vrši pritisak na živac), iako je najčešće konzervativno. Konzervativno liječenje zasniva se na medikamentima i fizikalnoj terapiji. Metode fizikalne terapije koje se koriste su elektroterapija (elektrostimulacija, biofeedback, galvanizacija, DD i TENS), kineziterapija (PNF tehnika, medicinska gimnastika), hidroterapija, primjena ortoze. Elektromišićni stimulator (EMS) aktivira mišiće stopala i noge te uz smanjenje boli i napetosti u mišićima, djeluje i na osnaživanje mišića te potencijalni djelomični povratak funkcija stopala. [10]

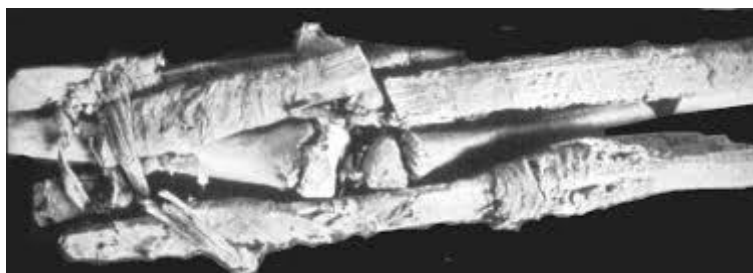
## 2. ORTOZE ZA GLEŽANJ I STOPALO

Najpopularniji pristup liječenju pada stopala je upotreba tradicionalnih ortoza za gležanj i stopalo (eng. *ankle foot orthosis - AFO*). Ovakve ortoze, obično izrađene od plastike, primjenjuju se za sprječavanje pada stopala tijekom faze zamaha. Cilj je povećanje brzine hoda i smanjenje potrošnje energije tijekom hodanja, međutim obrazac hoda uz korištenje ovakve proteze nije uobičajen. Funkcionalno, ortoze za stopalo i gležanj mogu se podijeliti u dvije skupine, pasivne i aktivne ortoze za gležanj i stopalo. Pasivne ortoze za gležanj i stopalo, stopalo fiksiraju pod kutom od 90 stupnjeva. Uz takvu poziciju stopala nožni prsti ne dotiču tlo u fazi zamaha pa je hod olakšan i poboljšan. S druge strane, ovakva ortoza sprječava rad nekih mišića pa se kao negativna posljedica dužeg korištenja javljaju slabost i atrofija mišića.

Napretkom tehnologije počinje primjena robota i u ortotici. Aktivne ortoze za gležanj i stopalo mnogo su kompleksnije konstrukcije od pasivnih. Zahvaljujući ugrađenim kontrolnim modulima robot može prepoznati faze hoda i na taj način pomoći korisniku u hodu. Ovakve ortoze aktivno pomažu korisniku i na taj način pomažu u ponovnom savladavanju pokreta te ubrzavaju proces rehabilitacije. Rade na način da aktivno pomažu pri dorzalnoj fleksiji u fazi zamaha i na taj način smanjuju ili potpuno sprječavaju kontakt prstiju s tlom. Ponavljanjem pravilnog hoda potiče se neuroplastičnost te se oštećeni moždani putovi obnavljaju. Aktivne ortoze za gležanj i stopalo zapravo se prema primjeni i korisnicima mogu podijeliti u dvije skupine. Prva skupina su aktivne ortoze za rehabilitaciju osoba sa slabošću mišića potkoljenice i stopala te su upravo takve ortoze detaljnije proučene u ovom radu. Druga skupina služi za smanjenje potrošnje energije tijekom hoda zdrave osobe i takve aktivne ortoze poznatije su pod nazivom egzoskeleti [11].

### 2.1. Povijesni razvoj

Povijest razvoja ortoza i proteza može se pratiti već od doba antičkog Egipta, od prije 5000 godina. Najstarije primitivne ortoze na iskopinama prelomljenih udova pronašla je Hearstova ekspedicija na čelu s dr. Georgeom A. Reisnerom u 20. stoljeću. Otkriveno je da potječu iz 5. egipatske dinastije odnosno iz otprilike 2750.-2625. pr. Kr. Utvrđeno je da su se koristile za potporu i zaštitu slomljenih kostiju nakon operacije. Dijelovi za imobilizaciju bili su izrađeni od grube drvene trake i omotani platnenim zavojem prije fiksacije uda.



**Slika 10. Primitivna ortoza iz Egipta [12]**

Antička Grčka i Rimsko carstvo imali su značajan utjecaj na modernu medicinu. Najistaknutiji antički grčki liječnik koji je imao utjecaj na razvoj medicinske prakse je Hipokrat, poznat i kao 'otac medicine'. Oko 460.g.pr.Kr do 370.g.pr.Kr. Hipokrat je koristio udlage napravljene od kože i drveta za imobilizaciju slomljene tibije. Udlage su bile napravljene od dva kožna prstena, jedan je postavljen oko koljena, a drugi na gležanj. Prstenovi su međusobno bili povezani pomoću štapa od trešnjinog drveta. Štapovi su postavljeni lateralno s obzirom na gležanj i koljeno kako bi se omogućilo neograničeno pomicanje gležnja i zbog lakšeg pregleda u slučaju potrebe.



**Slika 11. Antička ortoza [13]**

Nakon pada Rimskog Carstva oko 476. godine počinje srednjovjekovno razdoblje poznato i kao mračno doba koje završava oko 1500. g. Značajnijeg napretka medicinske prakse nema do doba renesanse. Zbog ratova koji su se u ovo vrijeme odvijali, prijelomi su postali čest problem. Tada su se lomovi tretirali s gipsanim kalupima izrađenim od brašna i bjelanjaka i udlagama. Umjesto razvoja udlaga za medicinsku primjenu, fokus je bio na proizvodnji udlaga za vojnu primjenu. Udlage, odnosno oklopi izrađivali su se kombinacijom metalnih i kožnih dijelova. Većina modernih ortoza dizajnirana je upravo prema tim oklopima koji su služili za zaštitu tijela i potporu. Nakon srednjovjekovnog razdoblja svijet ulazi u doba renesanse koja traje od oko 1500.g. do 1800.g. U drugoj polovici 1500.-ih francuski kirurg Ambroise Pare započinje s modernom amputacijom i stvara mnoge protetske naprave čije se inačice koriste i u današnjim modernim uređajima. Njegova glavna motivacija u izradi proteza bila je da pomogne vojnicima koji su tijekom rata izgubili udove. Tijekom svog rada otkrio je da bi većina vojnika radije počinila samoubojstva nego živjela bez udova. Također je izumio ortoza od perforiranog čelika odnosno metalni korzet koji je služio za ispravljanje kralježnice. Korzet je bio izrađen od željeza ili čelika s kožnom oblogom na rubovima. Osim toga, dizajnirao je ortoza za korekciju krivog stopala koristeći metal, drvo i tkaninu. 1876. Hugh Owen Thomas izumio je Thomasovu udlagu koja se koristi za liječenje deformiteta donjih ekstremiteta. Glavni cilj te udlage jednostavnog dizajna je imobilizacija donjeg ekstremiteta. Podstavljeni metalni prsten pričvršćen je na šipku pod kutom koja se proteže od prepona do ispod stopala s obje strane noge. Nakon doba renesanse dolazi do nagle promjene u upotrebi i razvoju materijala za ortoze i proteze. Iako se osnovni dizajn ortoza i proteza nije znatno promijenio od antičkog doba, u doba industrijalizacije dogodila se značajna promjena u korištenju materijala. Zbog izuma novih strojeva nastale su i nove mogućnosti razvoja. Zamjena metalne ortoze s termoformiranom plastikom prvi put se spominje u 1960.-im godinama. Mnogi su uspoređivali svojstva metala i termoformirane plastike te je nakon brojnih istraživanja utvrđeno da plastika ima više prednosti u odnosu na metal - manje je mase, može se oblikovati prema dijelu tijela i sl. Za razliku od metalnih ortoza, ortoze od plastike dovoljno su tanke da se mogu nositi ispod odjeće što je korisnicima često bitan faktor. Od tada, termoformirana plastika dominira u području ortotike i protetike. 1966. Nigel Ring proveo je prvo eksperimentalno ispitivanje kompozita od ugljičnih vlakana. Ugljični kompoziti bili su poznati kao materijal koji ima povoljan omjer čvrstoće i težine. Svojstva im ovise o načinu proizvodnje, ali može se reći da imaju čvrstoću metala, a težinu polimera. Zbog povoljnih svojstava kompoziti su uz polimere postali jedan od najpovoljnijih materijala za korištenje u ovom području, međutim cijena je i dalje katkad ograničavajući faktor.

S protekom vremena ortoze su postale jednostavnije za upotrebu i estetski prihvatljivije. Kožni remeni zamijenjeni su s čičak trakama koje su puno glađe te smanjuju iritaciju kože, a čelični dijelovi zamijenjeni su s lakšim materijalima poput aluminija i karbona [14].

## 2.2. Odabir materijala za izradu ortoza

Tijekom godina, materijali za izradu ortoza za gležanj i stopalo postupno su se razvijali od drva, metala i kože do polimera i kompozita. Zahtjevi koje bi materijal za izradu idealne ortoze trebao zadovoljavati su dovoljna čvrstoća kako bi osigurao podršku, fleksibilnost kako bi pružio udobnost tijekom hoda, prozračnost za smanjenje i/ili sprečavanje prekomjernog znojenja, mala masa zbog manje potrošnje energije tijekom hodanja, mogućnost proizvodnje tanke stijenke ortoze zbog povećanja estetske vrijednosti i mogućnosti nošenja ispod odjeće te jednostavno oblikovanje za ortoze po narudžbi [14].

### 2.2.1. Drvo

Drvo se za izradu ortoza koristi još od ere drevne civilizacije. Neke od prednosti korištenja drva su njegova obnovljivost, obradivost, dobar omjer čvrstoće i težine. Međutim, glavni nedostatak je što su svojstva drva vrlo promjenjiva. Na mehanička svojstva drva između ostalog mogu utjecati njegova vrsta i sadržaj vlage. Mehanička svojstva drva su čvrstoća, tvrdoća, otpornost prema habanju, cjepljivost, elastičnost i žilavost. Gustoća drva kreće se od  $160 \text{ kg/m}^3$  do  $1350 \text{ kg/m}^3$ , gdje je drvo najmanje gustoće balsa drvo ili balzovina, a drvo najveće gustoće *lignum vitae*. Kako bi ortoza bila sigurna i stabilna, mora imati dobru vlačnu, tlačnu i savojnu čvrstoću. Budući da je drvo nehomogen i anizotropan materijal, svojstva se razlikuju ovisno o smjeru opterećenja. Stoga se razlikuju tlačna i vlačna čvrstoća u smjeru vlakana i u smjeru okomitom na vlakna. Čvrstoća drva najveća je u smjeru vlakana. Procijenjeno je da je raspon vlačne čvrstoće drva u smjeru vlakana od oko 1,9 MPa do 161 MPa. Tlačna čvrstoća u smjeru vlakana ima vrijednost od oko 20 MPa do 44 MPa. Čvrstoća drva na savijanje kreće se od 19 MPa do 179 MPa. Modul elastičnosti drva generalno je nizak i kreće se od oko 5800 MPa do 12000 MPa. Ovisno o vrsti drva i njegovoj mehaničkoj čvrstoći, materijal može i ne mora biti prikladan za ortoza. Također, izbor drva uvelike ovisi i o vrsti ortoze koja se razvija. Kao što je ranije spomenuto, najstarija drvena ortoza pronađena je na egipatskoj mumiji te je služila za liječenje prijeloma bedrene kosti [14].

### 2.2.2. Metal i koža

Koža je jedan od najstarijih materijala koja se koristi za izradu ortoza. Kemijskom obradom sirova životinjska koža pretvara se iskoristivi materijal. Taj proces naziva se štavljenje, a kožu čini čvršćom i fleksibilnijom. Obradena koža obično ima visoku vlačnu čvrstoću, otporna je i dobar je toplinski izolator. Prosječna vrijednost gustoće kože je  $860 \text{ kg/m}^3$ . Kod izrade ortoza za donje ekstremitete, koža se obično kombinirala s metalnim nosačima koji bi preuzimali opterećenje. Najčešći metali koji se koriste su metalne legure, čelik i svi laki metali visoke vlačne čvrstoće. Gustoća legure magnezija iznosi  $1700 \text{ kg/m}^3$  dok je gustoća legure volframa  $20000 \text{ kg/m}^3$ . Vlačna čvrstoća kreće se od 11 MPa (kositar) do 2200 MPa (nehrđajući čelik). Modul elastičnosti metala kreće se od oko 13000 MPa (legura olova) do 380000 MPa (slitine volframa). Prednosti ovakvih ortoza je što su obično modularne te je zbog toga omogućena jednostavna zamjena obuće. S druge strane, ovakve ortoze korisnicima obično nisu privlačne budući da su glomazne. Također, veća masa zahtijeva veći utrošak energije pa korisnik tijekom hoda mora uložiti dodatni napor. Osim toga, kožno remenje na ortozi upija znoj pa može doći do pojave neugodnih mirisa [14].



Slika 12. Metalna ortoza s kožnim remenom [15]

### 2.2.3. Plastika

Plastika (poliplasti, plastične mase), skupina je materijala na osnovi organskih polimera koji se mogu lijevati ili oblikovati na koji drugi način, obično pri povišenim temperaturama i tlakovima [16]. Može se podijeliti na dvije skupine ovisno o njihovom ponašanju tijekom prerade -



plastomeri i duromeri. Svojstvo plastomera je da im se zagrijavanjem do temperature mekšanja ili taljenja kemijska struktura ne mijenja. Upravo zbog tog svojstva plastomerni materijalni pogodni su za izradu ortoza jer se lako mogu 'ukalupiti' na gipsani model. Neki od poznatijih plastomera su polietilen, polipropilen, polistiren. Duromeri su obično u tekućem obliku te se istovremeno oblikuju i polimeriziraju u kalupu. Nakon što su oblikovani, ne mogu se preoblikovati. Često korišteni duromeri za izradu ortoza su epoksidi, silikoni, poliuretani i poliesterske smole.

Plastični materijali općenito su loši vodiči topline i struje, zapaljivi su i ne korodiraju. Zbog dobre mogućnosti oblikovanja moguće je izraditi ortozu različitih oblika i veličina te na taj način individualizirati ortozu i osigurati da savršeno odgovara korisniku. Osim toga, plastični materijali su lagani, izdržljivi i lako dostupni. Stoga su ortoze izrađene od plastike lakše od ostalih ortoza uz zadržanu dovoljnu čvrstoću. Gustoća plastičnih materijala iznosi od  $36 \text{ kg/m}^3$  do  $2200 \text{ kg/m}^3$ . Vlačna čvrstoća iznosi oko  $0,24 \text{ MPa}$  do  $170 \text{ MPa}$ , a modul elastičnosti od  $0,7 \text{ MPa}$  do  $4100 \text{ MPa}$ . Vidljivo je da su rasponi u kojima se nalaze navedene vrijednosti veliki, a razlog tomu je što svojstva uvelike ovise o vrsti smola, ojačavajućih sredstava i načina obrade. Jedan od glavnih nedostataka plastičnih materijala je njihov utjecaj na okoliš. Iako se plastični otpad topi kako bi se uklonio, tijekom tog procesa nastaju štetni plinovi koji negativno utječu na zdravlje i okoliš. Također, dugotrajno nošenje plastičnih ortoza može uzrokovati iritaciju kože [14].



**Slika 13. Plastična ortoza [17]**

U današnje vrijeme, pojavom i popularizacijom aditivne proizvodnje otvorile su se nove mogućnosti za izradu ortoza te je plastika postala najtraženiji materijal. Za izradu ortoze koristi se CAD model koji se učitava iz CAD/CAM softvera, a zatim se ortoza izrađuje sloj po sloj. Na taj način moguće je smanjiti i troškove izrade ortoze budući da ne postoji potreba za korištenjem modela od gipsa kao kod konvencionalne metode. Neograničena mogućnost optimizacije također doprinosi proizvodnji bolje i funkcionalnije ortoze.

#### **2.2.4. Polimeri ojačani ugljičnim vlaknima**

Kompozitni materijali građeni su od dva ili više različitih materijala različitih svojstava s ciljem dobivanja novog materijala drugačijih, poboljšanih svojstava. Većina kompozita sadrži jedan materijal kao kontinuiranu fazu (matricu), a u nju su uklopljeni odvojeni dijelovi druge faze, koja najčešće ima funkciju ojačala. U ortotici je većina proizvoda izrađena od polimernih kompozita. Polimerni kompoziti najčešće imaju ojačala od aramida, ugljičnih vlakana i staklenih vlakana, a matricu od plastomernih i duromernih smola. Osim plastike, polimer ojačan ugljičnim vlaknima jedan je od najčešćih materijala koji se koristi za proizvodnju ortoza za gležanj i stopalo. Polimer ojačan ugljičnim vlaknima (eng. *Carbon-fiber-reinforced polymers* – *CFRP*) je kompozit građen od karbonskih vlakana kao pojačala i polimerne matrice. Gustoća varira od  $1500 \text{ kg/m}^3$  do  $1600 \text{ kg/m}^3$ , a vlačna čvrstoća se kreće od  $550 \text{ MPa}$  do  $1100 \text{ MPa}$ . Modul elastičnosti ima vrijednost od  $69000 \text{ MPa}$  do čak  $150000 \text{ MPa}$ .

CFRP je materijal male mase, a velike čvrstoće i upravo je zbog te kombinacije svojstava jedan od najpoželjnijih materijala za izradu ortoza. Bitno svojstvo je i otpornost na koroziju. Zbog načina izrade, mehanička svojstva kompozita mogu se prilagoditi namjeni. Glavni nedostaci ovog materijala su cijena izrade i loša reciklabilnost [14].



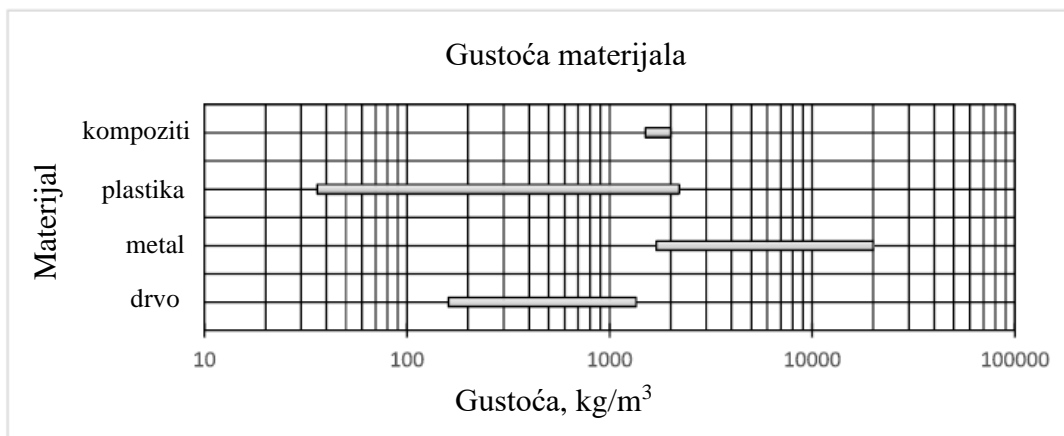
Slika 14. Ortoza od CFRP-a [18]

#### 2.2.5. Usporedba mehaničkih svojstava materijala

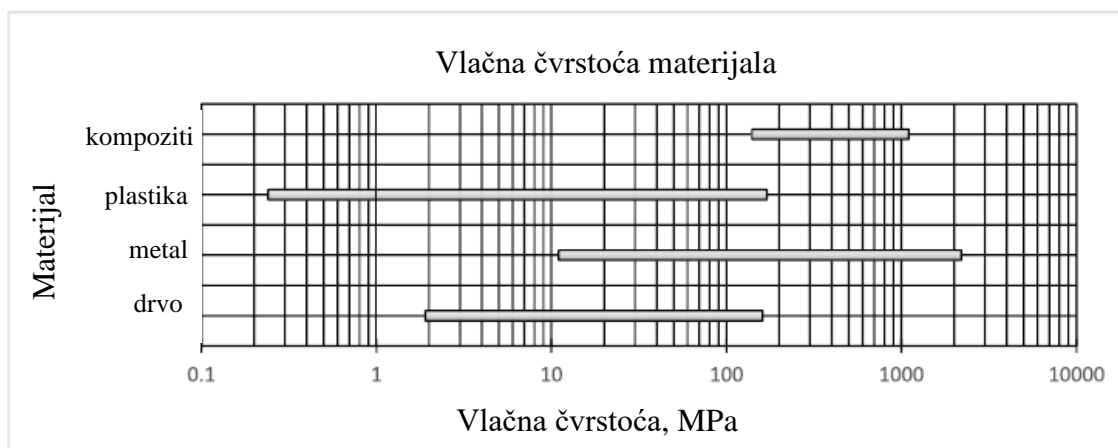
Tijekom proteklih nekoliko godina korišteni su razni materijali za izradu ortoza, a od ranije navedenih najviše su se koristili plastika i CFRP. Specifikacije idealne ortoze koje ovise o mehaničkim svojstvima materijala su mala masa, visoka vlačna i tlačna čvrstoća, krutost i izdržljivost. Na slikama niže prikazane su usporedbe gustoće, čvrstoće i Youngovog modula elastičnosti ranije spomenutih materijala koji se koriste u ortotici.

Drvo i plastika materijali su manje gustoće, slijede kompoziti i zatim metali. Kako bi ortoza bila što lakša nužno je koristiti materijale manje gustoće. Masa ortoze je bitna jer izravno utječe na utrošak energije prilikom hoda; što je ortoza lakša manja je potrošnja energije pa se korisnik sporije umara. Idealan materijal za izradu ortoze ima povoljan omjer čvrstoće i mase. Na Slika 16. vidljivo je da kompoziti imaju veću vlačnu čvrstoću u odnosu na drvo i plastiku, ali manju u usporedbi s metalima. Drvo ima najmanju vlačnu čvrstoću te je za razliku od metala i plastike koji su izotropni materijali, anizotropan materijal pa mu se čvrstoća razlikuje ovisno o smjeru opterećenja. Ortoza također mora imati visoku krutost kako bi izdržala savojno i smično naprezanje. Ovo svojstvo omogućuje da ortoza podupire i fiksira ud. Na Slika 17. vidljivo je da najmanju krutost ima plastika, a najveću metal. Usporedbom svih ovih mehaničkih svojstava zaključuje se da kompoziti zadovoljavaju većinu značajki za izradu lagane, krute i čvrste ortoze.

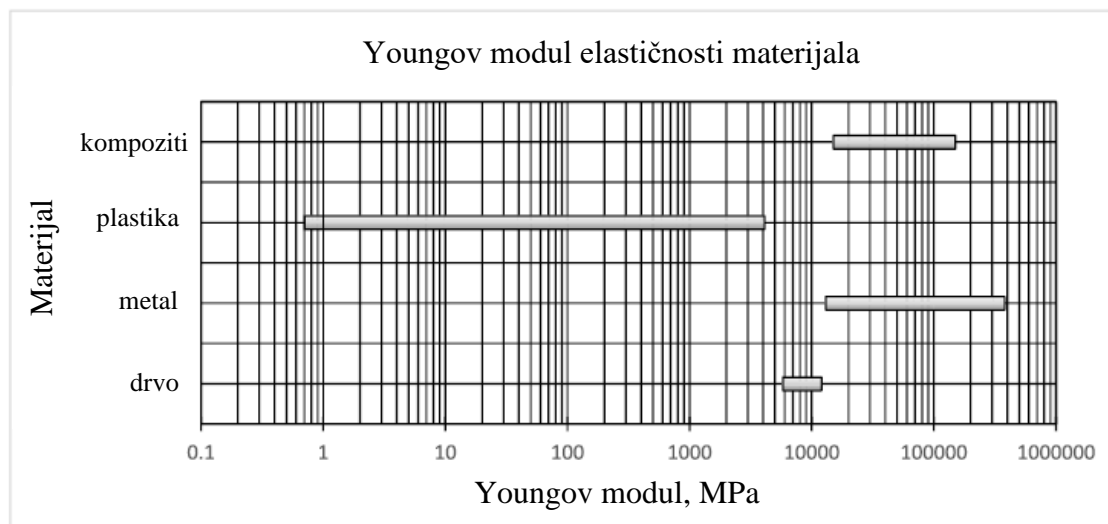
Upravo zbog toga često se koriste za izradu ortoza. Međutim, bitan nedostatak kompozita je veća cijena u odnosu na ostale materijale. Iz tog razloga kompoziti nisu isplativi za ortoze namijenjene za privremenu upotrebu. Zbog smanjenja troškova često se koristi sljedeći najprihvatljiviji materijal - plastika [14].



Slika 15. Usporedba gustoće materijala [14]



Slika 16. Usporedba vlačne čvrstoće materijala [14]



Slika 17. Usporedba Youngovog modula materijala [14]

### 2.3. Metode izrade ortoza

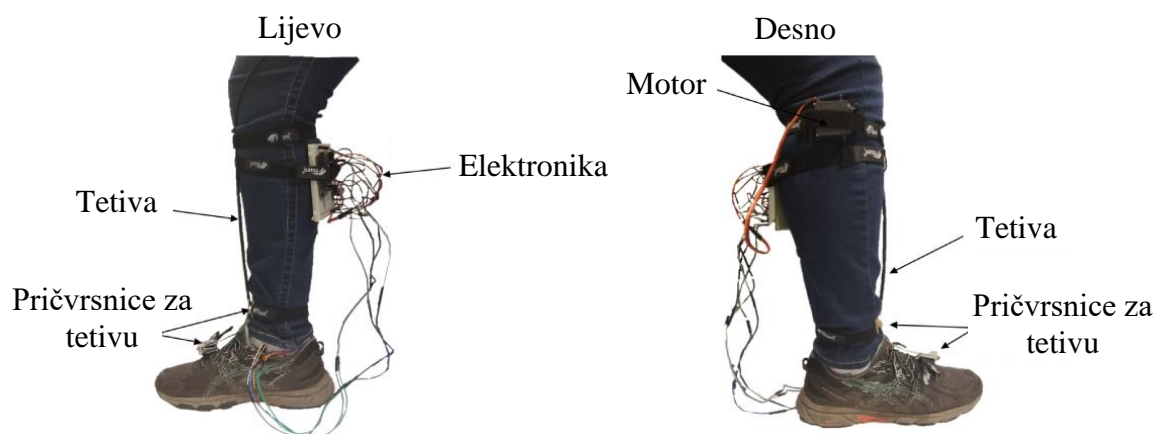
Primitivne ortoze u svojim najranijim oblicima bile su jednostavnog dizajna, izrađene od drveta i kože. Nakon industrijske revolucije stvorile su se nove mogućnosti izrade. Tada se korištenje metala znatno povećava u svim područjima uključujući i područje ortotike. Danas su najčešći načini izrade termoformiranje, vakuumsko modeliranje i 3D ispis.

Termoformiranje polimernih folija oko gipsanog modela najučestaliji je način izrade ortoza. Kod takvog načina izrade obično se kao materijal koristi polipropilen (PP). Plastična folija zagrijava se do temperature na kojoj se može oblikovati te se nakon toga oblikuje prema gipsanom modelu, a višak materijala naknadno se reže. Kako bi proces bio uspješan moraju se zadovoljiti faktori poput temperature zagrijavanja i trajanja zagrijavanja. Temperatura zagrijavanja ovisi o polimernom materijalu koji se koristi pa se tako homopolimeri zagrijevaju na temperature od 175° do 180°C, a kopolimeri na temperature od 165°C do 170°C. Trajanje zagrijavanja ovisi o debljini folije. Preporučena debljina za izradu ortoza je 3-5 mm, ovisno o tjelesnoj masi korisnika. Osim toga, potrebno je paziti na ravnomjernu distribuciju temperature u peći. U izradi ortoza od raznih prepreg tehnika koristi se metoda vakumskog modeliranja. Preimpregnirana ugljična kompozitna vlakna epoksidnim smolama polažu se na gipsani model, a zatim se vakumiraju (0.3 bara) i zagrijevaju na 130° C te učvršćuju oko modela. Prednosti tako dobivene ortoze su tanke stijenke, velika čvrstoća i mala masa [19]. U odnosu na dvije prethodno spomenute metode izrade, 3D ispis nova je tehnologija izrade ortoza. Kod ove metode najprije se izrađuje digitalni model ortoza u nekom od CAD programa, a zatim se

izrađuje prototip korištenjem 3D pisaa. Trenutno su ortoze izrađene ovom metodom uglavnom od polipropilena i ABS-a [14].

#### 2.4. Pregled dostupnih rješenja aktivnih ortoza

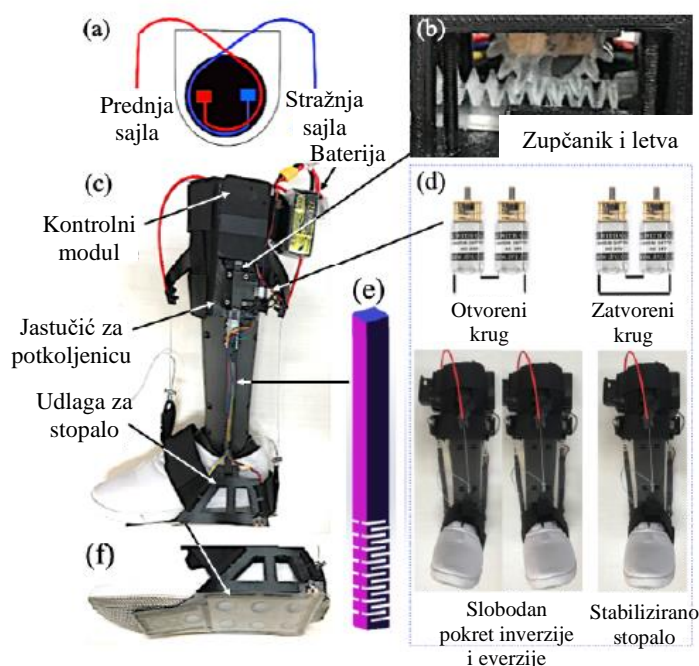
Kako bi riješili problem nepravilnog hoda kod pada stopala, Bernstein i suradnici projektirali su ortozu koja radi na principu sajle i bužira, pogonjenog aktuatorom (Servo motor Tower Pro MG995) [20]. Prvo su izmjerili potrebnu silu kod faze inicijalnog kontakta (63,95 N) i predzamaha (54,84 N) te vremenski interval koraka hoda (1,45 s). Dobiveni podaci korišteni su kao ulazni parametri za projektiranje kontrole aktuatora. Korišteni senzori za mjerenje sile su FlexiForce™ A502 dok je za očitavanje podataka korišten Atmega328P mikrokontroler od Amtel-a (Arduino Uno). Konstrukcija ortoze jednostavna je te se sastoji od standardnih dijelova poput sajle i bužira, aktuatora i čičak trake. Jedini nestandardni dio je pričvrsnica za obuću koja je izrađena postupkom aditivne tehnologije od ABS materijala. Prednost ove konstrukcije su jednostavnost, brzina i niska cijena izrade što su bitni faktori prilikom primjene takvog proizvoda za široke mase. Nedostatak ove konstrukcije svakako je njezina estetska vrijednost. Također, još jedan bitan nedostatak je što je uređaj žičano povezan s upravljačkom jedinicom i za prijenos podataka, kao i za dovod električne energije, što ga čini nezgrapnim i nespretnim za korištenje u stvarnom svijetu. Slika 18. prikazuje opisanu ortozu.



Slika 18. Ortoza 1 [20]

Uz pad stopala, čest problem nakon moždanog udara je i nedovoljna snaga bolesnika za odguravanje tijekom hoda. Iz tog razloga neke aktivne ortoze razvijene su s idejom da se bolesniku pomogne u odguravanju. Xia i suradnici projektirali su aktivnu, multifunkcionalnu ortozu koja se sastoji od četiri glavna modula - glavno kućište, modul za prevenciju pada stopala i pomoć u odguravanju, modul za lateralnu/medijalnu stabilizaciju te upravljački modul [21].

Kućište ortoze izrađeno je uglavnom postupkom aditivne proizvodnje od različitih materijala poput TPU-a i VeroBlackPlus-a. Ortoza se pričvršćuje na stopalo i potkoljenicu pomoću čičak traka. Kombinacija gore navedenog postupka izrade pomoću aditivne proizvodnje i čičak traka čini navedenu konstrukciju lako prilagodljivom za svaku pojedinačnu osobu te osigurava jeftin način izrade. Modul za prevenciju pada stopala i pomoć u odguravanju radi na principu dvije sajle i bužira pogonjenih jednim aktuatorom (servo motor dynamixel MX-64T) preko koloture s mogućnošću natezanja sajle u oba smjera (engl. *Bi directional pulley*). Princip sajle i bužira koristi se za rješavanje problema pada stopala, a uz to ortoza ima mogućnost stabilizacije stopala u medijalnom/lateralnom smjeru pomoću posebnog mehanizma koji se sastoji od dva mini elektromotora s reduktorom, letve i zupčanika i posebnog prilagodljivog mehanizma. Uz ranije navedene motore, ortoza se sastoji od IMU (EBIMU-9DOFV4, E2BOX) senzora, senzora sile i 14,8 V, 2Ah LiPo punjive baterije koja omogućuje autonomiju od minimalno 3 sata. Za očitavanje rezultata sa senzora koristi se SAMD21 mikrokontroler od Microchipsa (Arduino MKR-1000). Masa cijele ortoze uključujući baterije i upravljački sklop iznosi manje od 1 kg. Slika 19. prikazuje opisanu ortožu njezine komponente. Kako bi se procijenila učinkovitost predložene ortoze, provedena su ispitivanja u kojima je sudjelovalo pet zdravih muškaraca. Istraživači su između ostalog uočili da rezultati ispitivanja znatno ovise o načinu nošenja ortoze. Budući da su se antropometrijske mjere ispitanika uvelike razlikovale, ortoza nije svim ispitanicima jednako odgovarala. Dobiveni rezultati jasan su pokazatelj da je individualizacija ortoze vrlo bitan faktor.



Slika 19. Ortoza 2 [21]

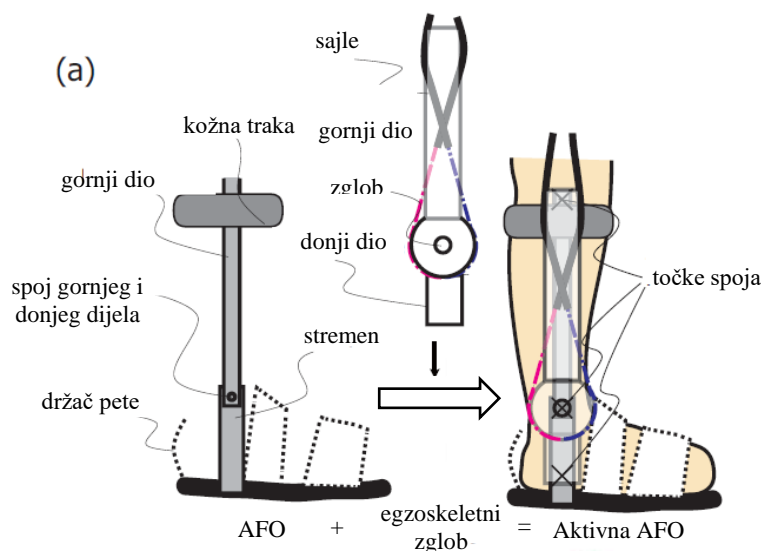
Jedna od mogućnosti razvoja aktivne ortoze je dodavanje aktuatora na postojeću pasivnu ortozu. Noda i suradnici razvili su vlastitu aktuiranu ortozu koja je bazirana na postojećoj pasivnoj ortozu (eng. *Klenzak*) [22]. Elementi ortoze su modularni egzoskeletni zglob, vlastiti umjetni mišić, bužiri i sajle za prijenos sile te upravljačka jedinica.



**Slika 20. Ortoza 3 [22]**

Modularni egzoskeletni zglob služi za pretvorbu sile koju prenosi bužir i sajla u zakretni moment gležnja. Unutar njega smještene su sve potrebne komponente poput koloture i držača za sajlu, zaustavnika, ležajeva i enkodera. Kako bi mogao podnijeti velike sile i momente koji se javljaju na zglobnom mjestu, unutar zgloba nalaze se aksijalni i radijalni ležaj. Encoder se koristi za davanje povratne informacije o kutu zakreta stopala. Za aktuiranje ortoze korišten je vlastiti pneumatski mišić unutar kojeg se nalazi cilindar za omogućavanje konstantne napetosti sajle i tako smanjuje mogućnost proklizavanja i ispadanja sajle iz držača i vodilica. Kada se pneumatski mišić postavi između gležnja i koljena njegova duljina je prekratka za ostvarenje potrebne sile. Osim toga, fizioterapeutu je spriječen pristup nozi te je onemogućena izvedba fizikalne terapije. Oba problema riješena su pomicanjem pneumatskog mišića u visinu trupa, a prijenos sile omogućen je pomoću sajle i bužira.





Slika 21. Ortoza 3 [22]

Osim enkodera, korištena su i četiri senzora sile za povratnu vezu regulacije ortoze. Upravljačka kutija, osim što očitava podatke s enkodera i senzora sile služi za regulaciju aktuatora i dovod zraka koji je potreban aktuatoru. Masa ortoze je 1 kg dok je maksimalni ostvarivi moment 20 Nm. Slika 21. prikazuje komponente opisane ortoze. Eksperimentalni rezultati pokazali su da ortoza uspješno obavlja zadane zadatke. Iako ima malu masu problem ove ortoze je što je povezana s upravljačkom kutijom te je iz toga razloga pogodna samo za upotrebu u laboratorijskim uvjetima, rehabilitacijskim ustanovama i sl.

Jedan od nedostataka korištenja elektromotora kao aktuatora ortoze je mogućnost zadržavanja stopala u nepovoljnom položaju ukoliko dođe do prekida dovoda električne energije. Na taj način moguće je pacijenta dovesti u opasnu situaciju. Kamarudin i suradnici su kao najveći nedostatak trenutnih ortoza naveli problem krutosti aktuatora te su odlučili pristupiti problemu aktucije ortoze koristeći mekane aktuatore [23]. Mekani aktuatori izrađeni su od mekših materijala, mogu se deformirati i ponašaju se kao mišići. Ova grupa znanstvenika razvila je svoj vlastiti aktuator te su ga testirali za primjenu na aktivnoj ortozi. Radom je sličan klasičnom pneumatskom mišiću no posebnim slaganjem vlakana koje se nalaze u aktuatoru postigli su drugačije ponašanje aktuatora. Prilikom aktucije dolazi do savijanja aktuatora oko jedne osi što je iskorišteno za fleksiju stopala. Za upravljanje aktuatora korišten je Atmega328P mikrokontroler od Atmel-a (Arduino Uno) koji upravlja elektropneumatskim ventilom, a povratnu vezu dobiva od MPU6050 IMU senzora. Eksperimentalna testiranja pokazala su

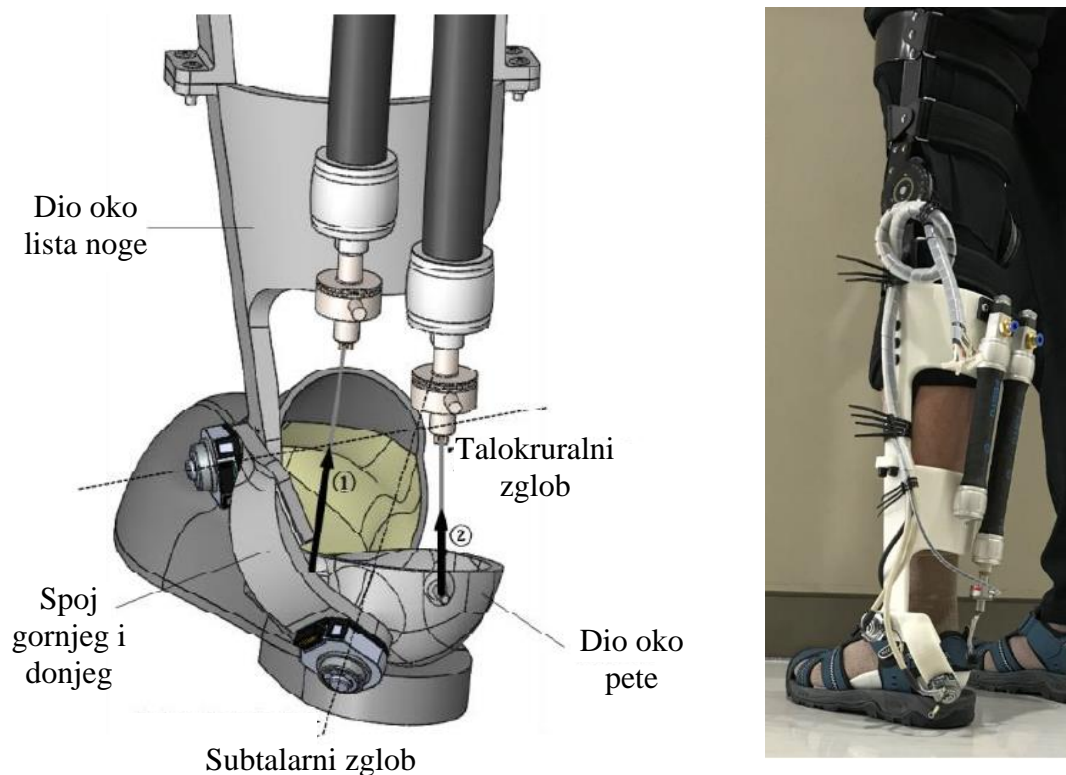
različite performanse aktuatora ovisno o njegovom položaju. Kada ortoza nije pod opterećenjem tj. kada se ne nosi (prazan hod) postignut je maksimalni kut fleksije od  $20^\circ$  no prilikom opterećenja, tj. nošenja ortoze postignut je maksimalni kut od  $2^\circ$  za jedan položaj i  $6^\circ$  za drugi položaj ortoze što je nedovoljno za stvarnu primjenu. Slika 22. prikazuje opisanu ortoza.



Slika 22. Ortoza 4 [23]

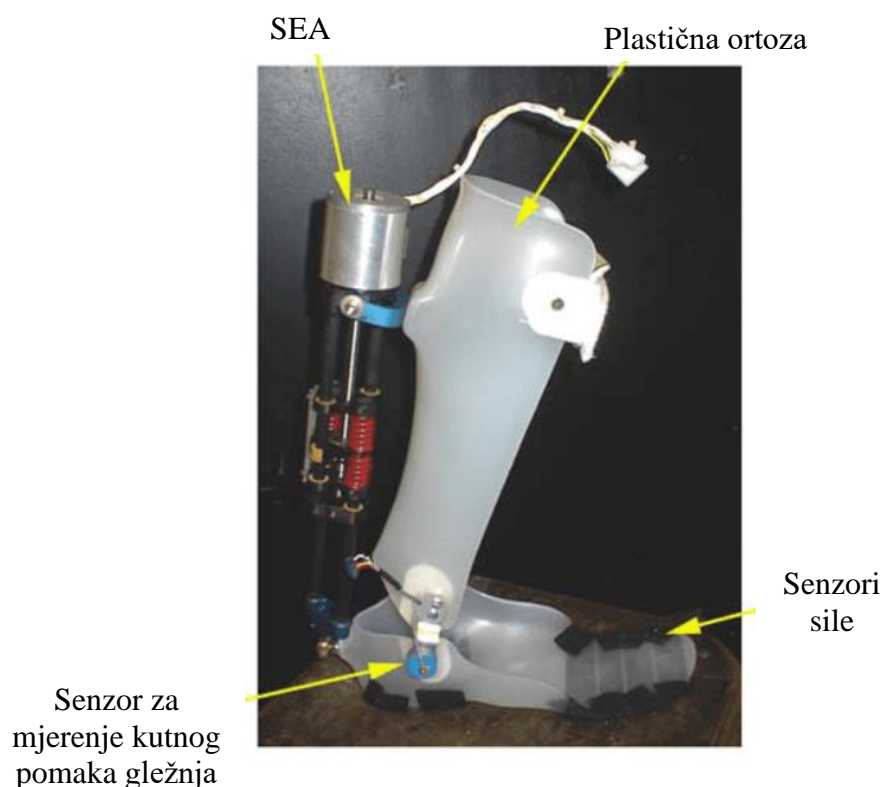
Većina dosad razvijenih aktivnih ortoza za stopalo i gležanj napravljene su s fokusom na minimizaciju broja stupnjeva slobode gibanja kako bi se povećala sigurnost korisnika i efikasnost ortoze. To za posljedicu ima povećanje neudobnosti ortoze jer se smanjuje mogućnost slobodnog pokreta stopala. Zato su Choi i suradnici osim talokruralnog zgloba dodali i subtalarni zglob za rotaciju u frontalnoj ravnini (inverziju i everziju) čime je povećana prilagodljivost ortoze, a time i udobnost nošenja [24]. Komponente ortoze i izrađena ortoza prikazani su na Slika 23. Za aktuaciju zglobova korišteni su pneumatski mišići (DMSP FESTO) i elektropneumatski ventil (MHE2 FESTO) koji je kontroliran STM32F4 mikrokontrolerom. Duži pneumatski mišić koristi se kod plantarne fleksije i inverzije kao široki listoliki mišić (lat. *musculus soleus*) i trbušasti mišić lista (lat. *musculus gastrocnemius*), a kraći pomaže u plantarnoj fleksiji i everziji kao *fibularis longus*. Na oba zgloba pričvršćeni su apsolutni enkoderi (AMT203-V, CUI) kako bi mjerili kut rotacije zglobova u realnom vremenu. Za mjerenje sile pneumatskih mišića korišten je senzor sile (CDFS BONGSHIN), a za mjerenje tlaka senzor tlaka (TST-20.0, TIVAL). Na peti i palcu nalaze se senzori sile koji služe za određivanje faze hoda. Masa ortoze iznosi 1,44 kg, a ukoliko se kombinira s ortozom za koljeno ukupna masa iznosi 2,14 kg. Pneumatski umjetni mišić ponaša se nalik ljudskom mišiću pa je prigodan za upotrebu u ovakvim ortozama. Međutim, bitan nedostatak je nemogućnost precizne

kontrole kao kod elektromotora ili serijskog elastičnog aktuatora (SEA). Osim toga, i u ovom članku je istaknuto ograničenje korištenja ovakvih ortoza budući da postoji potreba za kompresorom.



Slika 23. Ortoza 5 [24]

Blaya, J. i Herr, H. razvili su ortozu pomoću koje su promatrali utjecaj promjene impedancije u gležnju tijekom ciklusa hoda [25]. Na klasičnu pasivnu ortozu stavili su aktuator i senzore. Kao aktuator korišten je SEA (eng. *series elastic actuator*) modul koji se sastoji od istosmjernog motora bez četkica serijski spojenog s oprugom. SEA je korišten za kontrolu impedancije zgloba ortoze za rotacije u sagitalnoj ravnini. Osigurava kontrolu sile tako što kontrolira koliko je opruga sabijena. Prednosti korištenja SEA-e su niska impedancija, izoliranost motora od udaraca i sveukupno stabilnije ponašanje sustava uz korištenje opruge. Ortoza je izrađena od polipropilena s metalnim zglibom koji omogućava pokret u sagitalnoj ravnini (plantarna i dorzalna fleksija), a inverzija i everzija su onemogućene. Za detekciju kuta fleksije korišten je rotacijski potencijometar (Bourns), a za detekciju reakcijske sile na stopalo korišteno je šest senzora sile (Ultraflex system). Obrada signala vrši se na računalu. Masa ove ortoze je 2.6 kg što je puno više u usporedbi s nekim ranije navedenim ortozama. Klinička istraživanja pokazala su uspješnost u upravljanju impedancije u gležnju što je dovelo do smanjenja udaranja stopala od tlo i smanjenja kuta zamaha stopala. Slika 24. prikazuje opisanu ortozu.



**Slika 24. Ortoza 6 [25]**

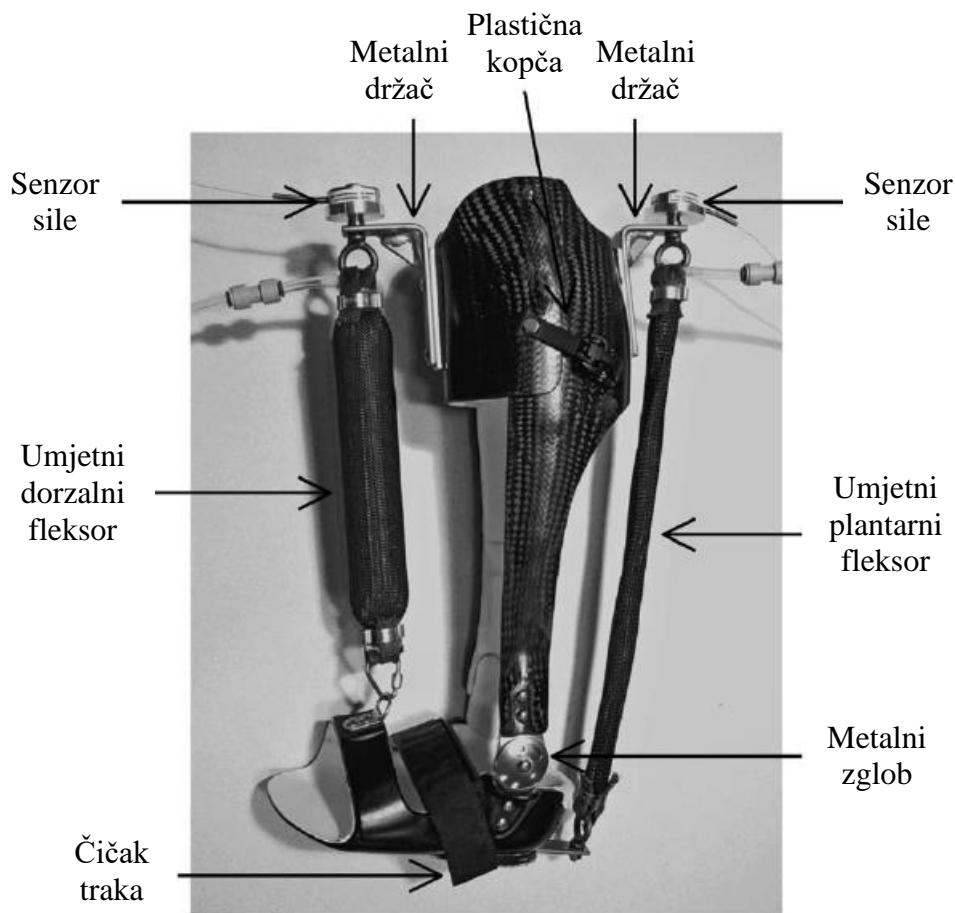
Znanstvenici s MIT-a razvili su aktivnu ortozu s 3 stupnja slobode gibanja pod nazivom Anklebot [26], prikazanu na Slika 25. Aktuiran je s dva BLDC motora (Kollmorge RBE) koji su spojeni na reduktore (Roh'Lix drive). Budući da Anklebot koristi pogon i u sagitalnoj i u frontalnoj ravnini potencijalno može pomoći i s problemom nemogućnosti fleksije stopala tijekom faze zamaha i s pretjeranom inverzijom stopala. Za estimaciju momenta koristi senzore struje (TI/Burr-Brown INA117P). Osim senzora struje ima dva enkodera, rotacijski (GURLEY) koji se koristi za regulaciju BLDC motora i linearni (RENISHAW) koji se koristi za estimaciju kuta ortoze u oba aktivna stupnja slobode gibanja. Masa ortoze je 3,6 kg. Eksperimentalna testiranja bila su uspješna te postoji mogućnost primjene u rehabilitaciji.



**Slika 25. Ortoza 7 [27]**

Još jednu ortozu koja radi na principu umjetnih pneumatskih mišića razvili su Ferris i suradnici [28]. Kućište ortoze izrađeno je od polimera ojačanog ugljičnim vlaknima i polipropilena što ovu ortozu čini laganom (masa od 1,7 kg), a izuzetno krutom. Rotaciju omogućuju metalni zglobovi. Za aktuiranje dorzifleksora i plantarnih fleksora, korišteni su umjetni mišići vlastite izrade zajedno s različitim ventilima i regulatorima tlaka. Kako bi detektirali pokretanje mišića, korišten je poseban EMG za dorzifleksore i EMG za plantarne fleksore, čije se očitavanje odvijalo u stvarnom vremenu pomoću upravljačke ploče (dSPACE). Za detekciju potrebne sile i kontrolu aktuatora, korišteni su po jedan senzor sile za dorzifleksore i jedan za plantarne fleksore. Kako bi dobili potrebne parametre za upravljanje ortozom, izveli su prvotne testove na zdravoj muškoj osobi, mase 91 kg, koja je hodala brzinom od 1,25 m/s, dok ortozu nije bila u funkciji. Zatim su ponovili hodanje s uključenom ortozom i dobili podatak da ortozu može proizvesti 36% potrebnog momenta kada je u pasivnom stanju (isključena) za plantarne fleksore (140 Nm) i 123% potrebnog momenta za dorzifleksore (16,8 Nm). Iz rezultata je očito da ova

ortoza ne može u potpunosti zamijeniti fazu odgurivanja, ali može pomoći u podizanje stopala tijekom hoda.



Slika 26. Ortoza 8 [28]

#### 2.4.1. Usporedba aktivnih ortoza stopala

Tablica 2. prikazuje osnovne karakteristike postojećih rješenja.

Tablica 2. Osnovne karakteristike postojećih rješenja

	Masa	Tehnologija izrade	Materijal	Aktuator
<b>Ortoza 1</b>	Nije navedeno	3D ispis (Fortus printer 450MC)	ABS	Elektromotor (The Tower Pro MG995)
<b>Ortoza 2</b>	0,98 kg	3D ispis	TPU, VeroBlack Plus, PLA	Elektromotor (MX-64T, ROBOTIS, RA114WGM, DNJ)

<b>Ortoza 3</b>	Nije navedeno	Korištena postojeća pasivna ortoza	Metal i koža	Pneumatski umjetni mišić (vlastite izrade)
<b>Ortoza 4</b>	Nije navedeno	Izrađena od postojećih dijelova	Tkanina	Pneumatski umjetni mišić (vlastite izrade)
<b>Ortoza 5</b>	1,44 kg	3D ispis	Polimer	Pneumatski umjetni mišić (DMSP-20-1600N and DMSP-20-1200N, FESTO)
<b>Ortoza 6</b>	2,6 kg	Korištena postojeća pasivna ortoza	Polipropilen	SEA (BLDC motor u seriji s oprugom)
<b>Ortoza 7</b>	3,6 kg	Nije navedeno	Polimer, tkanina, metal	Elektromotor (Kollmorge RBE)
<b>Ortoza 8</b>	1,7 kg	Nije navedeno	CFRP, polipropilen, metal	Pneumatski umjetni mišić (vlastite izrade)

Kvalitetna konstrukcijska razrada počiva na kvalitetno provedenoj analizi postojećih rješenja. Nakon što je svako postojeće rješenje pojedinačno analizirano, potrebno je provesti usporedbu ključnih svojstava svih ortoza. Evaluacijom dostupnih rješenja dobiva se jasniji uvid u potencijalna rješenja određenih funkcionalnih zahtjeva. Bitno je napomenuti da nije provedeno intervjuiranje potencijalnih korisnika ovakvog uređaja nego su karakteristike za vrednovanje odabrane na temelju proučene literature. Proučavanje problema pada stopala i biomehanike pokreta rezultiralo je boljim shvaćanjem potreba i zahtjeva potencijalnih korisnika. Usporedba postojećih rješenja vrši se metodom potencijala, što znači da referentni uređaj dobiva ocjenu 0, dok ostali uređaji dobivaju ocjene od -3 do 3. Kao referentni uređaj odabrana je ortoza 7, odnosno Anklebot. Budući da neke karakteristike poput mase nisu navedene kod svih ortoza, a procijenjene su bitnima, korištena je vlastita procjena i subjektivni osjećaj.

**Tablica 3. Usporedba postojećih rješenja**

	<b>O1</b>	<b>O2</b>	<b>O3</b>	<b>O4</b>	<b>O5</b>	<b>O6</b>	<b>O7</b>	<b>O8</b>
Masa	2	3	1	2	2	0	0	1
Estetska vrijednost	-2	1	1	-3	1	-1	0	-1
Mobilnost	1	2	-1	-1	-2	0	0	-1
Sigurnost	0	1	1	1	2	1	0	1
Pouzdanost	0	0	1	-1	1	2	0	1
<b>Rezultat</b>	<b>1</b>	<b>7</b>	<b>3</b>	<b>-2</b>	<b>4</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>1</b>

Usporedbom postojećih rješenja najboljom se pokazala ortoza 2 [21]. Neke karakteristike te ortoze bit će usvojene u razradi vlastitog rješenja te će ortoza 2 biti korištena kao referentna u usporedbi s vlastitim konceptima.



### 3. KONSTRUKCIJSKA RAZRADA

Analizom ortoze za gležanj i stopalo te evaluacijom postojećih rješenja u prethodnom poglavlju prepoznati su problemi i izazovi s kojima su se inženjeri ranije susretali. Osim toga, ponuđena su različita rješenja određenih funkcionalnih zahtjeva koja će se uzeti u obzir prilikom generiranja koncepata. Dobivene informacije i saznanja potrebno je smišljeno organizirati. Stoga su u ovom poglavlju dani odgovori na pitanja iz tehničkog upitnika, definiran je cilj te funkcionalni i konstrukcijski zahtjevi proizvoda. Osim toga, kreirane su funkcijska struktura i morfološka matrica kako bi se bolje opisao način na koji uređaj funkcionira te kako bi se olakšalo generiranje koncepata.

#### 3.1. Tehnički upitnik

Tehnički upitnik označava skup određenih pitanja koja ukazuju na ključne faktore razvoja. Odgovori na pitanja iz upitnika smjernice su kojima se treba voditi prilikom razvoja proizvoda.

**Tablica 4. Tehnički upitnik**

---

#### **1. Što je stvarni problem koji treba riješiti?**

Potrebno je konstruirati aktivnu ortozu za gležanj i stopalo koja će bolesnicima pomoći u rješavanju problema pada stopala.

---

#### **2. Koja implicitna očekivanja i želje je potrebno uključiti u razvoj?**

Ortoza mora biti sigurna za korištenje i ne dovoditi bolesnika i/ili ljude u okolini u opasne situacije. Kako bi se omogućilo korištenje u kućnim uvjetima potrebno je konstruirati ortozu na način da je mobilna i neovisna o drugim, fiksnim uređajima. Potrebno je na neki način osigurati mogućnost individualizacije ortoze kako bi svi korisnici (različitih antropometrijskih mjera) mogli imati jednake benefite prilikom nošenja ortoze i kako bi se osigurala udobnost nošenja uređaja.

---

#### **3. Jesu li pretpostavljene potrebe korisnika, funkcionalni zahtjevi i ograničenja zaista realni?**

Pretpostavljene potrebe korisnika, funkcionalni zahtjevi i ograničenja jesu realni te će se svi uzeti u obzir prilikom konstruiranja. Optimiranjem konstrukcije potrebe korisnika i funkcionalni zahtjevi morat će se zadovoljiti što je više moguće uz poštivanjem ograničenja.

---

---

**4. U kojim smjerovima postoje mogućnosti za kreativni razvoj i inventivno rješavanje problema?**

---

Nakon proučenih dosada ponuđenih rješenja aktivne ortoze za gležanj i stopalo vidljivo je da su mogućnosti za kreativni razvoj moguće u svim segmentima; od situacije i sensorike do poboljšanog dizajna ortoze, korištenja novih i modernih materijala i sl.

---

**5. Ima li limita na kreativnost u razvoju?**

---

Ograničavajući faktori svakako su masa i dimenzije uređaja.

---

**6. Koje karakteristike/svojstva proizvod nužno mora imati?**

---

Prvenstveno je nužno da proizvod bude siguran za korištenje. Konstrukcijski mora biti oblikovan da odgovara nozi svakog korisnika ili da ima mogućnost individualizacije.

---

**7. Koje karakteristike/svojstva proizvod sigurno ne smije imati?**

---

Uređaj ne smije ugrožavati sigurnost korisnika niti imati negativne posljedice na zdravlje korisnika.

---

**8. Koji se aspekti razvoja mogu i trebaju kvantificirati u ovom trenutku?**

---

Materijal, masa i dimenzije uređaja.

---

**9. Jesu li razvojni zadaci postavljeni na prikladnoj razini apstrakcije?**

---

Zadaci su postavljeni na prikladnoj razini apstrakcije uz jasno definirane ciljeve i ograničenja.

---

**10. Koji su tehnička i tehnološka ograničenja naslijeđena iz prethodnog iskustva sa sličnim proizvodom?**

---

Dimenzije i masa uređaja imaju jasno definirana ograničenja, uređaj ne smije biti pretežak niti prevelik jer bi se na taj način smanjila ili potpuno narušila njegova efikasnost. Što se tiče situacije uređaja, ukoliko se kao aktuator koristi pneumatski umjetni mišić ograničena je mobilnost uređaja.

---

**3.2. Definicija cilja**

Nužan preduvjet za realizaciju uspješnog proizvoda je jasno definiranje ciljeva i zahtjeva. Daljni koraci u razvoju proizvoda obavljaju se brže i učinkovitije ukoliko su zahtjevi i cilj jasno definirani. Uz to, smanjuje se mogućnost pojave pogrešaka.

Tablica 5. Definicija cilja

<b>Naziv projekta: Aktivna ortoza za gležanj i stopalo</b>	
<b>Opis proizvoda:</b>	Uređaj koji pomaže u pokretu dorzalne fleksije stopala.
<b>Primarno tržište:</b>	Osobe koje kao rezultat neke traume imaju problem pada stopala – privatni korisnici.
<b>Sekundarno tržište:</b>	Rehabilitacijske ustanove, bolnice, laboratoriji.
<b>Karakteristike koje se podrazumijevaju:</b>	Sigurnost, jednostavnost korištenja, prilagodljivost, pouzdanost
<b>Ciljane grupe korisnika:</b>	Osobe svih dobnih skupina s problemom pada stopala.
<b>Pravci kreativnog razvoja:</b>	Promjena dizajna uređaja u odnosu na postojeće, korištenje novih materijala i tehnologija, reduciranje mase, implementacija različitih senzora, mogućnost bežične komunikacije, mogućnost dodatne stabilizacije.
<b>Limiti projekta:</b>	Dimenzije i masa uređaja.

### 3.3. Definiranje zahtjeva

Tablica 6. Funkcionalni i konstrukcijski zahtjevi

<b>FUNKCIONALNI ZAHTJEVI</b>	<b>KONSTRUKCIJSKI ZAHTJEVI</b>
Omogućiti pravilno izvođenje pokreta dorzalne fleksije.	'Okvir' ortoze oblikovati na način da je zadovoljen raspon pokreta dorzalne i plantarne fleksije. Dodati zglob kako bi se omogućila rotacija u sagitalnoj ravnini.
Osigurati pravilan obrazac hoda.	Koristiti motor dovoljne snage kako bi uređaj korisniku pomogao u fazi odguravanja. Minimizirati masu ortoze kako bi se smanjio energijski utrošak tijekom

	hoda. Omogućiti dodatne stupnjeve slobode stopala.
Omogućiti jednostavno i intuitivno korištenje uređaja.	Koristiti prekidače i osigurati bežičnu komunikaciju.
Osigurati udobnost nošenja neovisno o antropometrijskim mjerama korisnika.	Koristiti tehnologiju izrade koja omogućuje individualizaciju uređaja (npr. aditivna tehnologija). Omogućiti jednostavno podešavanje određenih geometrijskih značajki uređaja.
Omogućiti što jednostavniju montažu uređaja na korisnika.	Sadržavati kopče i/ili čičak trake za jednostavno pričvršćivanje uređaja. Komponente većih dimenzija pozicionirati straga ili sa strane kako ne bi smetale prilikom umetanja stopala.
Osigurati dovoljnu čvrstoću i krutost uređaja.	Odabrati materijale odgovarajućih mehaničkih svojstava. Kombinirati različite materijale za različite komponente uređaja ovisno o njihovoj namjeni.
Isključiti mogućnost nastanka povrede.	Posjedovati 'backdrivability', tj. povratni osjećaj sile kojom se izvode određene radnje. Koristiti materijale koji ne nadražuju kožu.
Osigurati mobilnost uređaja.	Minimizirati upotrebu žica i kablova. Za pohranu električne energije koristiti bateriju. Odabrati aktuator koji je neovisan o dodatnim vanjskim uređajima.
Omogućiti prepoznavanje faza hoda.	Koristiti senzore sile, žiroskop i akcelerometar i/ili EMG.
Omogućiti bežičnu komunikaciju uređaja.	Koristiti bluetooth.



### 3.5. Morfološka matrica

U morfološkoj matrici prikazane su najbitnije funkcije uređaja i njihova parcijalna rješenja, odnosno načini kojima je te funkcije moguće ostvariti. Detaljna i dobro promišljena morfološka matrica olakšava fazu generiranja koncepata.

Tablica 7. Morfološka matrica

FUNKCIJE	PARCIJALNA RJEŠENJA
<p><b>Uključivanje isključivanje omogućiti</b></p>	
<p><b>Korisnika o radu uređaja obavijestiti</b></p>	
<p><b>Električnu energiju pohraniti</b></p>	
<p><b>Električnu energiju regulirati</b></p>	

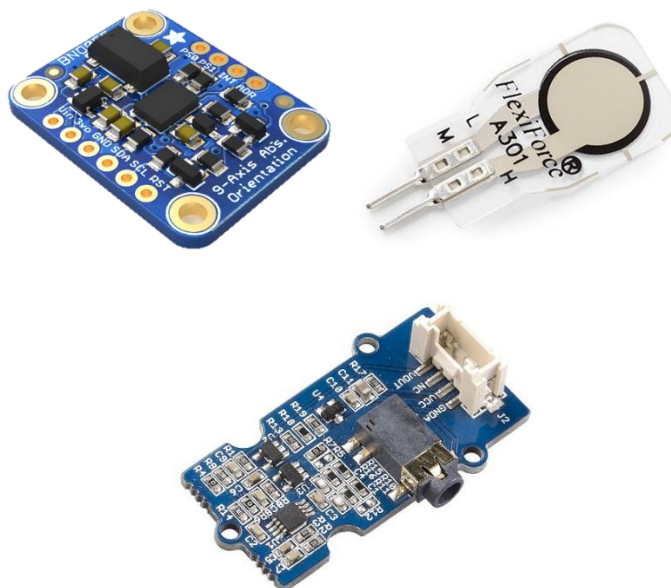
**Električnu energiju  
u moment  
pretvoriti**



**Moment prenijeti**



**Informaciju o fazi  
hoda uvesti**



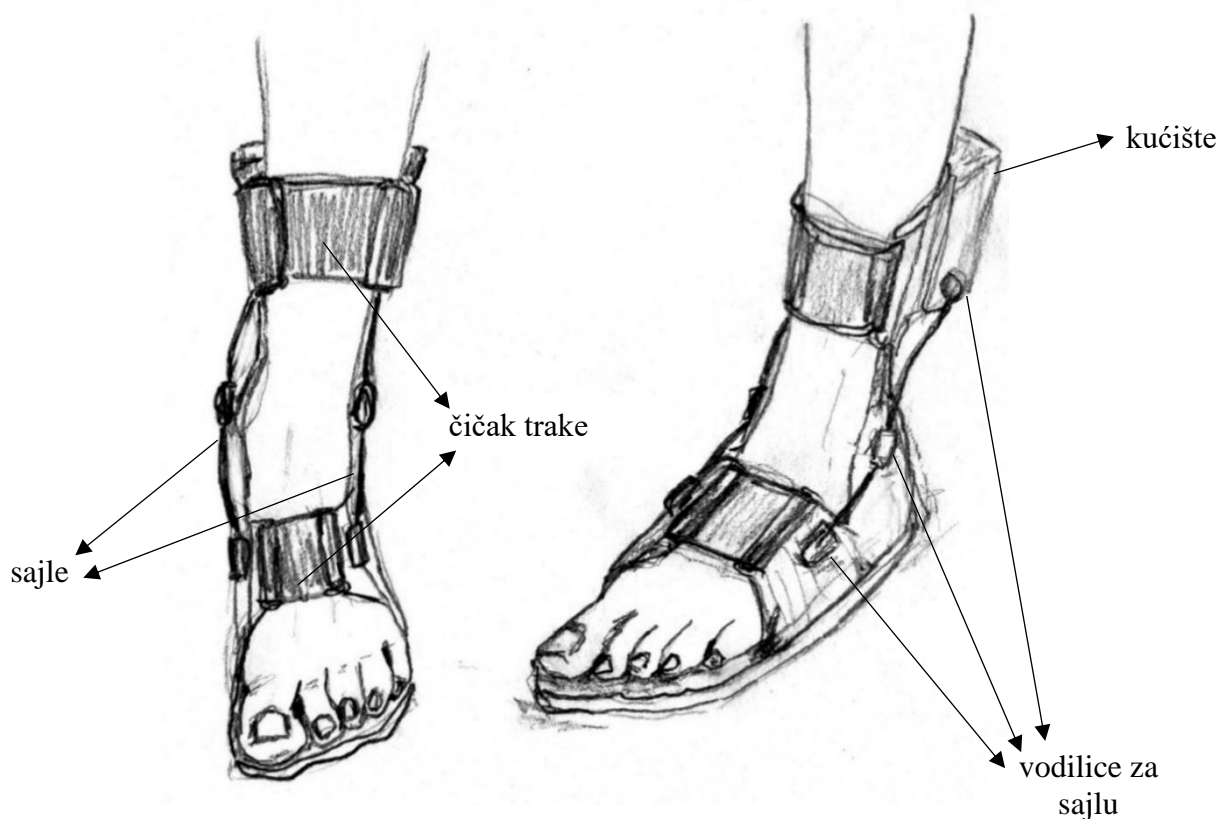
**Nogu pozicionirati****Nogu učvrstiti****3.6. Generiranje koncepata**

Nakon što je funkcija uređaja jasno definirana u funkcijskoj strukturi te su parcijalna rješenja tih funkcija dana u morfološkoj strukturi moguće je generirati koncepte. Kombinacijom različitih parcijalnih rješenja dobivaju se pojednostavljena konstrukcijska rješenja te se usporedbom s referentnim uređajem odabire jedno rješenje koje se detaljnije razrađuje. Kao referentni uređaj za usporedbu odabrana je ortoza 2 [21] koja je nakon usporedbe postojećih rješenja dobila najbolju konačnu ocjenu (Tablica 3). Iako su neke postojeće ortoze kao aktuator koristile pneumatski umjetni mišić, ovdje nije korišten budući da uvjetuje korištenje kompresora i na taj način onemogućuje mobilnost ortoze koja je navedena kao jedna od ključnih značajki ortoze.



### 3.6.1. Koncept 1

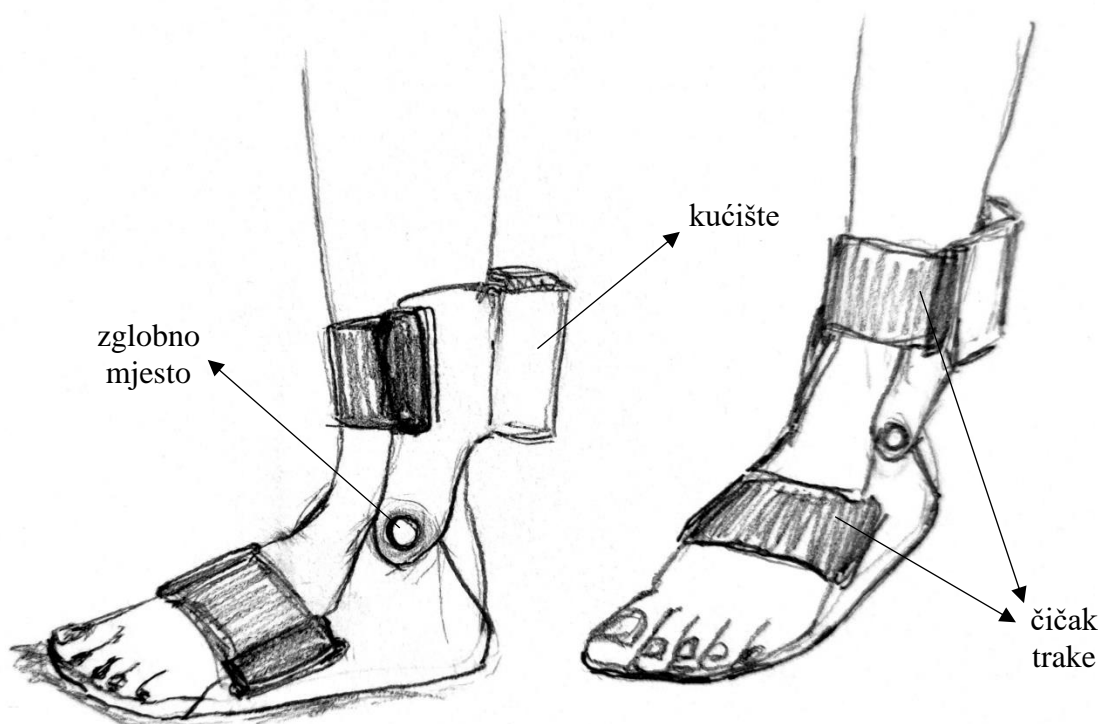
Koncept 1 sastoji se od dva glavna dijela od kojih je gornji dio zadužen za prihvat ortoze na potkoljenicu, a donji na stopalo. Gornji dio sadrži u sebi dva aktuatora, tj. elektromotora koji su zaduženi za pomicanje donjeg dijela ortoze korištenjem sajli. Sajle su smještene bočno uz nogu korištenjem vodilica kako bi što manje smetale. Koncept je zamišljen da se napaja preko LiPo punjive baterije koja je lako izmjenjiva. Ortoza se lako skida i stavlja na nogu korištenjem čičak trake. Za detekciju faze hoda korišteni su senzori sile, žiroskop i akcelerometar, dok je za upravljanje ortozom korišten mikrokontroler koji ima mogućnost bežične komunikacije s okolinom. Donji dio ortoze napravljen je od mekog materijala koji je prilagodljiv stopalu. Ta prilagodljivost iskorištena je kao zamjena za zglobno mjesto, kao što je korišteno u ortozi 2 [21]. Korištenjem dva nezavisna elektromotora i 'mekog zglobnog mjesta' ortoza ima mogućnost osim dorzalne/plantarne fleksije i dodatnu stabilizaciju. Glavni dijelovi ortoze izrađuju se postupkom aditivne tehnologije. Gornji dio ortoze izrađen je od tvrdog polimera, a donji dio od mekog polimera. Udobnost nošenja povećana je korištenjem mekog materijala, izradom po mjeri i ne korištenjem klasičnog zglobnog mjesta. Ortoza je kompaktna, malih dimenzija i male mase kako bi imala što manji utjecaj na hod čovjeka.



Slika 28. Koncept 1

### 3.6.2. Koncept 2

Koncept 2 također se sastoji od dva glavna dijela tj. gornjeg i donjeg. Ortoza je također aktuirana s dva elektromotora i sajlom. Kućište u kojem se nalaze elektromotori identično je kao i u konceptu 1. Glavna razlika između koncepta 1 i koncepta 2 je to što je donji dio ortoze izrađen od tvrdog polimera, ne prati oblik noge, a s gornjim dijelom spojen je korištenjem zglobnog mjesta ostvarenog pomoću kugličnih ležajeva. U zglobnom mjestu implementiran je i držač sajle te je tako izvedeno rotiranje donjeg dijela ortoze. Ortoza u sebi ima kompaktne integrirane litij ionske baterije koje su punjive. Za detekciju faze hoda korišteni su senzori sile, EMG i enkoderi u zglobnom mjestu. Koncept 2 upravlja se na isti način kao i koncept 1. Ortoza se pričvršćuje korištenjem čičak traka i zamišljeno je da se nosi na obući budući da ne prati oblik noge. Ortoza bi se izrađivala u nekoliko veličina (npr. S, M, L) korištenjem postupka injekcijskog prešanja što ju čini pogodnom za izradu u velikim količinama.



Slika 29. Koncept 2

### 3.7. Vrednovanje koncepata

Tablica 8. prikazuje usporedbu prethodno generiranih koncepata s odabranom referentnom ortozom. Kao i kod usporedbe postojećih rješenja ortoza, ocjenjivanje se vrši metodom

potencijala. Referentna ortoza dobiva ocjenu 0, a koncepti ocjenu od -3 do 3. Karakteristike koje se vrednuju također su preuzete iz Tablica 3., ali su dodane još neke karakteristike koje se u ovom slučaju mogu bolje procijeniti.

**Tablica 8. Usporedba koncepata**

	<b>Koncept 1</b>	<b>Koncept 2</b>	<b>Ortoza 2 (referentni uređaj)</b>
<b>Masa</b>	0	0	0
<b>Estetska vrijednost</b>	2	1	0
<b>Mobilnost</b>	0	0	0
<b>Sigurnost</b>	1	1	0
<b>Pouzdanost</b>	0	0	0
<b>Udobnost</b>	2	-1	0
<b>Kompaktnost</b>	1	1	0
<b>Rezultat</b>	<b>6</b>	<b>2</b>	<b>0</b>

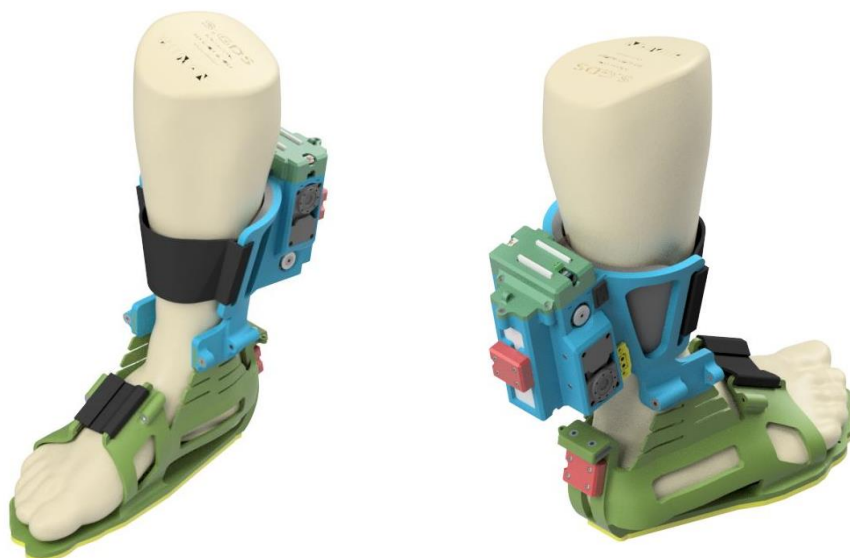
### 3.8. Razrada koncepta

Vrednovanjem koncepata pokazalo se da je koncept 1 najbolje rješenje. Usporedbom svih karakteristika pokazao se kao bolje rješenje u odnosu na koncept 2 iako su naizgled slični. Karakteristika koja se posebno ističe u odnosu na koncept 2 je udobnost nošenja koja je potencijalnim korisnicima jedna od najbitnijih značajki. Odabran je zbog inovativnog rješenja izbjegavanja klasičnog zglobnog mjesta upotrebom mekih materijala u kombinaciji sa sajlama za aktuiranje. Isto tako, ortoza je izrađena po mjeri što ju čini još ugodnijom za nošenje i daje mogućnost nošenja unutar obuće. Kako bi se zadržala ideja izrade ortoze po mjeri tijekom konstruiranja korišten je postojeći model skenirane ljudske noge preuzet s GrabCAD-a [29].



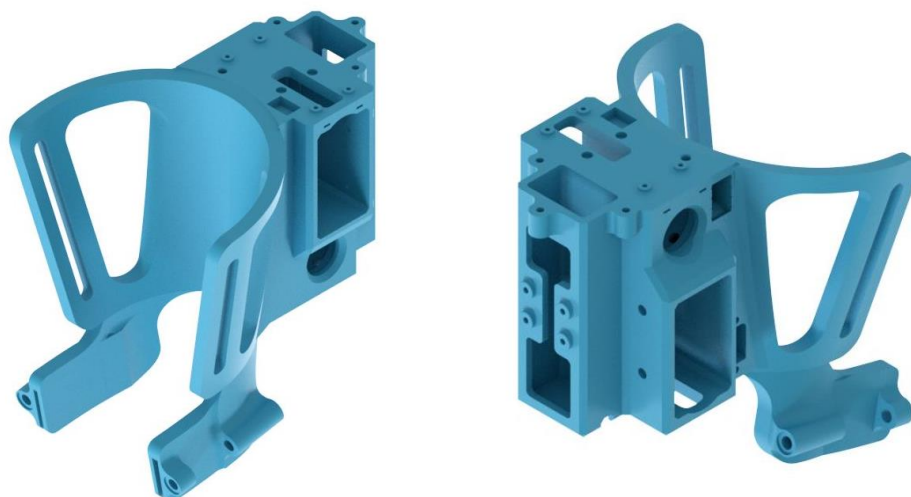
**Slika 30. Model noge [29]**

Osim rješenja problema pada stopala kroz razradu ovog koncepta pokušao se riješiti i problem nedovoljne sile odguravanja tijekom hoda kao i problem dodatne stabilizacije stopala. Za rješavanje navedenih problema korištena su dva motora, dvosmjerne sajle i 'meki zglob'. Dvosmjerna sajla označava korištenje dvaju sajli spojenih na isti motor te se prilikom vrtnje motora u jednom smjeru jedna sajla nateže, a druga opušta. 'Meki zglob' u suštini je spoj gornjeg i donjeg dijela ortoze koji se koristi kao zamjena za standardno zglobno mjesto. Mogućnost deformacije mekog materijala čini ga pogodnim za korištenje u ovom slučaju. Konačan sklop cijele ortoze vidljiv je na Slika 31.

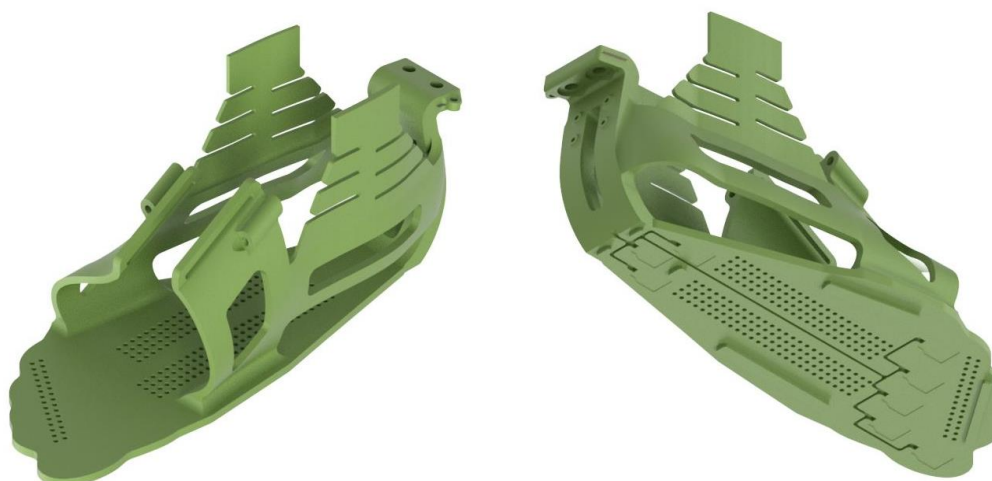


**Slika 31. Konačan sklop ortoze**

Ortoza je podijeljena na dva glavna sklopa, tj. gornji (plavi) i donji (zeleni) dio koji su prikazani na Slika 32. i Slika 33. Gornji dio izrađen je od ABS-a te predstavlja tvrdi dio ortoze dok je donji dio izrađen od TPU-a i predstavlja meki dio ortoze. Gornji dio ortoze sadrži svu potrebnu elektroniku, elektromotore, bateriju, dio senzora i sustav za natezanje sajli. Donji dio ortoze sadrži drugi dio senzora i sustav za prihvat sajle. Mekši materijal odabran je zbog boljeg prijanjanja stopala i udobnosti nošenja kao i ranije navedenog 'mekog zgloba'. Tvrdi materijal gornjeg dijela ortoze odabran je zbog adekvatnog uležištenja sustava natezanja sajli kao i prihvata motora na ortozu. Odabrana tehnologija izrade oba dijela ortoze je ranije navedena aditivna tehnologija kojom se omogućuje maksimalna individualizacija. Osim toga, korištenjem aditivne tehnologije moguće je bez problema izraditi kompleksne strukture kakve su ove. Stavke koje je potrebno izraditi postupkom CNC obrade iz nehrđajućeg čelika su sustav natezanja i vođenja sajle. Masa ortoze iznosi 1,25 kg.



Slika 32. Okvir gornjeg dijela ortoze



Slika 33. Okvir donjeg dijela ortoze

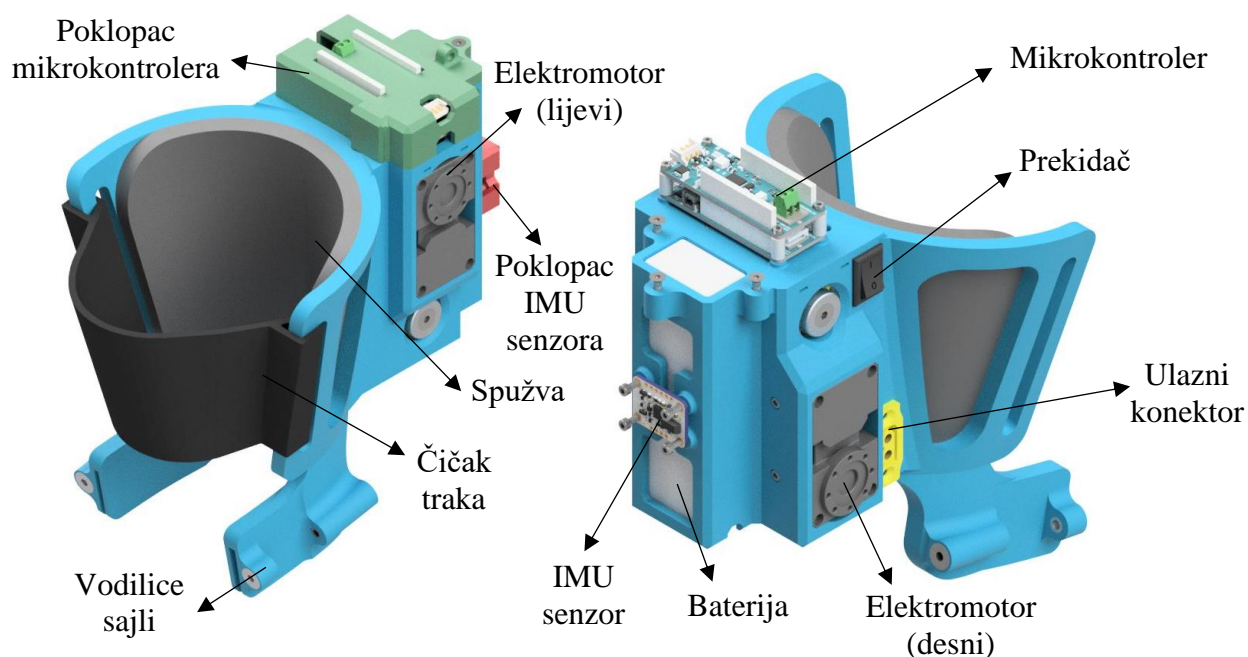
### 3.8.1. Gornji dio ortoze

Glavna stavka ortoze svakako je aktuator i vrsta odabranog prijenosa momenta s aktuatora na zglobno mjesto. Za prijenos momenta odabran je sustav sajli koji će biti opisan naknadno. Odabrana vrsta aktuatora je istosmjerni elektromotor s povratnom vezom pomoću enkodera, tj. servo motor. Povratna veza je bitna kako bi se omogućilo točno pozicioniranje kuta zakreta donjeg dijela ortoze u odnosu na gornji dio. Za odabir motora, potrebno je prije svega poznavati zahtjev za potrebnim momentom motora i brzinom izlaznog vratila motora. Pogledom na graf na Slika 9. može se očitati da je za čovjeka mase 60 kg, potreban maksimalni moment od 75 Nm i faza oslonca traje 0,7 sekundi. Potrebno je napomenuti kako se moment od 75 Nm javlja

u fazi odguravanja te je za prevenciju pada stopala potrebni moment puno manji, otprilike 20 Nm. Iako zadatkom nije traženo da ortoza ima mogućnost odguravanja, odabir motora temelji se i na mogućnosti pomaganja u odguravanju od minimalno 50% maksimalnog momenta odguravanja, tj. 37,5 Nm. Ako se vodi načinom razmišljanja da donji prihvat sajle na ortozi mora biti što bliže stopalu kako bi se osigurala kompaktnost ortoze, dobiva se da je prihvat sajle udaljen od centra ljudskog zgloba 52,5 mm za prednju stranu prihvata i 67,5 mm za stražnju stranu prihvata. Iznos sile u sajli mora biti minimalno 380 N kako bi se riješio problem pada stopala, dok potrebna sila odguravanja za 50% pomoći od strane ortoze iznosi 555,6N, stoga se odabir motora radi za veću silu. Navedena sila od 555,6 N podijeljena je na dva jednaka dijela, jer je ortoza projektirana da koristi dva aktuatora. Svaki aktuator preuzima jednak dio sile, ali po potrebi jedan može preuzeti veći dio sile nego drugi i tako osim problema pada stopala i pomaganja pri odguravanju, ortoza može raditi i dodatnu stabilizaciju i zakret noge u dodatnim ravninama. Za dobivenu maksimalnu silu odabran je Dynamixel mini servo motor [30], koji ima malu masu i dimenzije, a veliki izlazni moment od 7,1 Nm i brzinu vrtnju od 70 rpm, što ga čini pogodnim za korištenje na ortozi. Dynamixel servo motor radi na 12 V i ima u sebi ugrađen enkoder, reduktor i regulator električne energije (eng. *driver*). Za odabrani motor izrađena je osovina promjera 20 mm koja služi kao zatezač sajle. Svaki od motora za navedeni promjer od 20 mm, može natezati sajlu silom od 710 N ili ukupno od 1420 N, što je više nego dvostruko od traženih 555,6N za maksimalni zadani moment od 37,5 Nm. To znači da pri korištenju 2 aktuatora, ortoza ima mogućnost 100%-tne pomoći korisniku pri odguravanju. Međutim, taj podatak treba uzeti s dozom rezerve jer se radi o graničnim slučajevima motora, gdje se za maksimalni moment ne može garantirati potrebni interval hoda. Natezač sajle je osovina kojoj je promjer tangencijalnog dodira sajle 20 mm, čime se dobiva da se za jedan puni okret motora sajla pomakne 62,38mm, a za to je potrebno 0,86 sekundi. Kako je korišten 'meki zglob' teško je znati kakve se točno deformacije događaju bez da se ortoza izradi, tj. koliko je potrebno da se sajla pomakne kako bi se dobio zadovoljavajući kut zakreta noge. Iz tog razloga provedeno je eksperimentalno ispitivanje na stvarnoj nozi. Kruta sajla postavljena je na poziciju kao na CAD modelu ortoze te je dobiveno da se sajla pomiče maksimalnih 45 mm. Stoga je za udaljenost od 45 mm, motoru potrebno 0,62 sekundi, čime je pokazano da odabrani motori zadovoljavaju zahtjev brzine i momenta.

Osim odabira motora bilo je potrebno odabrati i sustav za napajanje istih. Odabrana je LiPo baterija [31] koja u seriji ima tri ćelije što joj daje radni napon oko 12 V koliko je potrebno za rad motora kao što je ranije navedeno. Masa baterije je 168 g. Osim što se koristi za napajanje

motora, navedena baterija koristi se i za napajanje mikrokontrolera, ali kako mikrokontroler radi na 5 V napon je potrebno spustiti sa 12 V na 5 V za što se koristi Traco DC-DC pretvarač [32]. Odabrani mikrokontroler za upravljanje motorima i čitanje stanja senzora je Arduino MKR WiFi 1010 koji je baziran na Microchip-ovom procesoru [33]. Za komunikaciju Arduina s motorima potreban je pretvarač komunikacijskog protokola. Kako bi se dobila informacija o orijentaciji potkoljenice koristi se IMU (eng. *inertial measurement unit*) senzor odnosno kombinacija žiroskopa i akcelerometra. Korišten je IMU od Bosche-a [34]. Kako bi ortoza imala mogućnost napajanja iz vanjskog 12 V izvora ugrađen je XT60 ženski konektor koji također odgovara konektoru s baterija [35]. Za uključivanje i isključivanje ortoze koristi se običan prekidač [36]. Za međusobno spajanje dijelova korišteni su imbus vijci (DIN 912), imbus vijci s upuštenom glavom (DIN 7991) te četverokutne (DIN 562) i samokočne (DIN 985) matice. Slika 34. prikazuje CAD model sklopa gornjeg dijela ortoze.



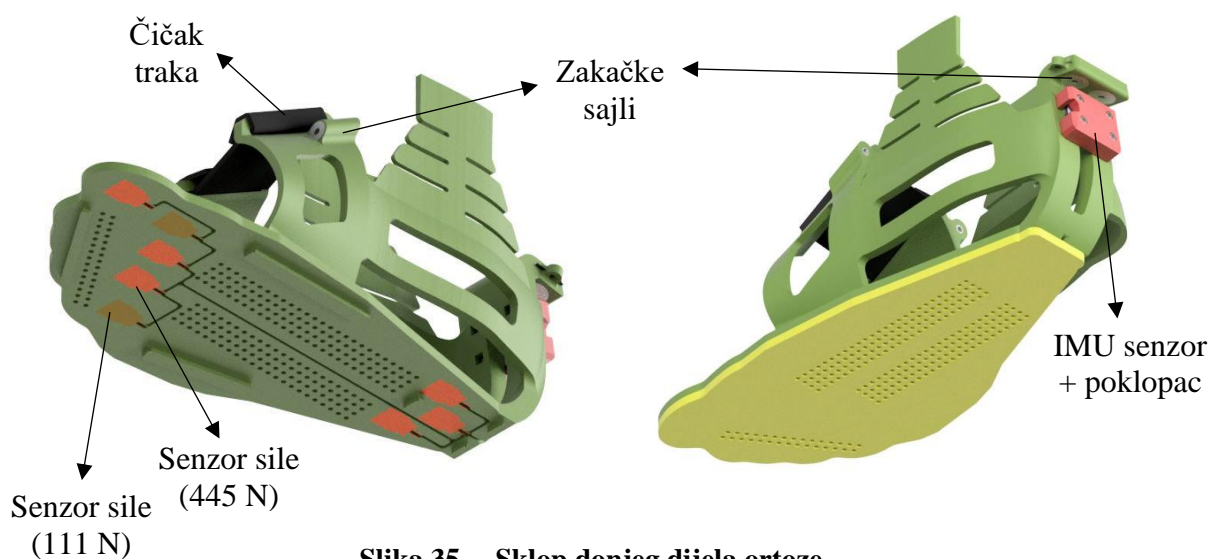
**Slika 34. Sklop gornjeg dijela ortoze**

Kako bi se ortoza pričvrstila za potkoljenicu koristi se čičak traka. Na taj način omogućena je regulacija stezanja. Za dodatno povećanje udobnosti nošenja i izbjegavanje mogućnosti nadraživanja kože korištena je poliuretanska spužva.



### 3.8.2. Donji dio ortoze

Komponente donjeg dijela ortoze uključuju senzore sile i IMU koji služi za povratnu informaciju o trenutnom položaju stopala u odnosu na potkoljenu i ostatak tijela. Donji dio ortoze napravljen je iz dva dijela kako bi se senzori sile sigurno integrirali u ortozu. U gornjem dijelu (zeleno) napravljeni su utori za senzore kao i kanalići za žice senzora. Nakon postavljanja senzora donji dio (žuto) zalijepljen je na gornji dio (zeleno) što je vidljivo na Slika 35. IMU je na ostatak ortoze spojen pomoću imbus vijaka (DIN 912) i četverokutne matice (DIN 562).



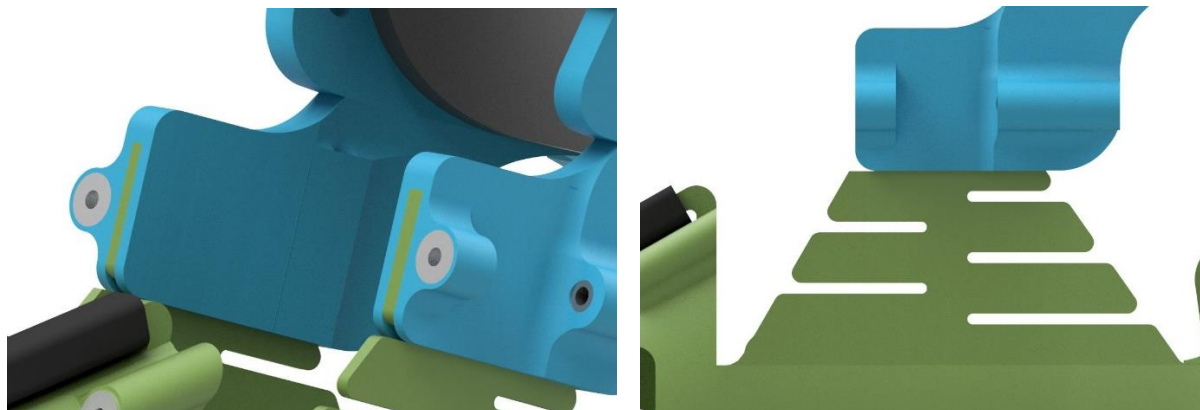
Slika 35. Sklop donjeg dijela ortoze

Za stezanje ortoze uz stopalo korištena je čičak traka kao i na gornjem dijelu ortoze. Sigurno vođenje kablova senzora do mikrokontrolera riješeno je korištenjem kukica za kablove koje su vidljive na Slika 35. Korišteni senzori su FlexiForce A301 senzori sile koji imaju radno područje do 111N (smeđi senzor) i 445N (narančasti senzor) [37]. Korišteno je više različitih senzora razmještenih po peti kako je vidljivo na Slika 35. kako bi se dobila što točnija detekcija faze hoda i što lakše detektirale nestabilnosti prilikom hodanja. Senzore je nakon ugradnje potrebno kalibrirati korištenjem etalona poznate mase kako bi kasnije ispravno radili.

### 3.8.3. Spoj gornjeg i donjeg dijela ortoze

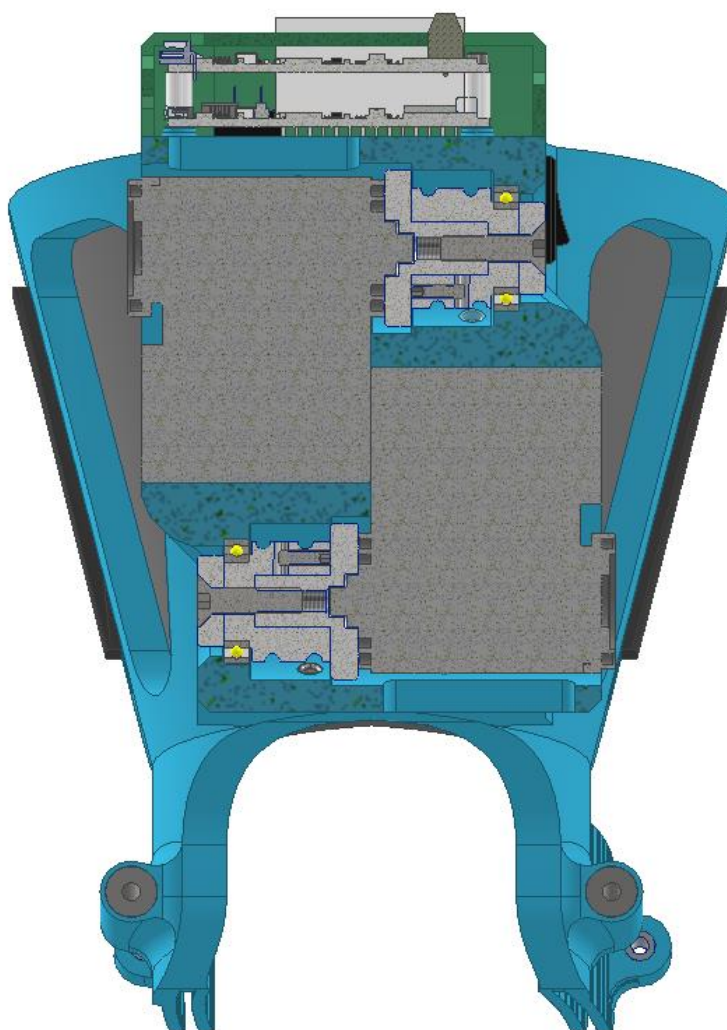
Spoj tvrdog okvira gornjeg i mekog okvira donjeg dijela ortoze ostvaren je oblikom i osiguran lijepljenjem kao što je vidljivo na Slika 36., lijevo. Korišteno je trenutno ljepilo Loctite 406 [38]. Iako je TPU fleksibilan materijal čime je omogućen 'meki zglob' između gornjeg i donjeg dijela ortoze, napravljeni su dodatni prorezi na proširenju spoja koji omogućavaju povećanu

elastičnost uz zadržavanje određene doze stabilnosti i krutosti. Izvedba proreza vidljiva je na Slika 36., desno.

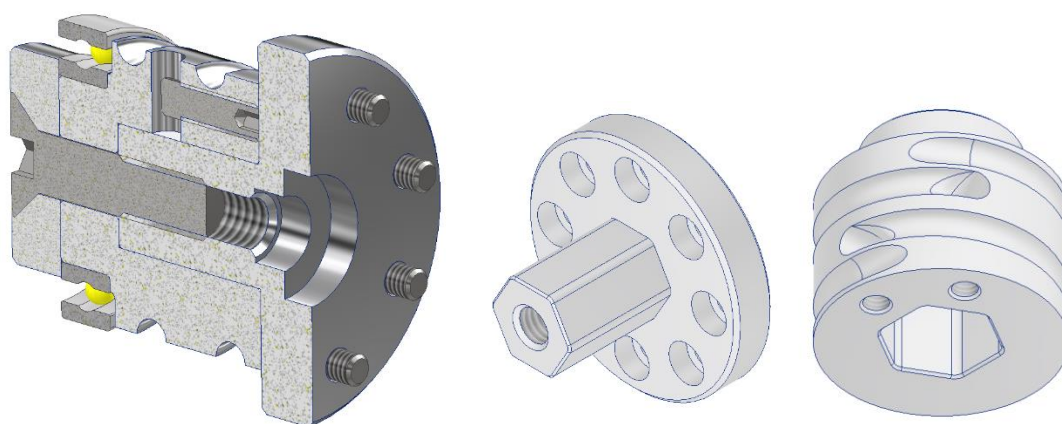


**Slika 36. Lijevo - spoj gornjeg i donjeg dijela ortoze; desno – prorezi na proširenju spoja**

Aktuacija donjeg dijela ortoze omogućena je korištenjem dva elektromotora i sustava dvosmjernih sajli. Sustav dvosmjernih sajli sastoji se od 3 mm sajle koja ima nosivost od 1,27 kN [39], natezača sajle koji je uležišten pomoću kugličnog ležaja [40]. Sajla je pričvršćena za natezač pomoću vijka bez glave (DIN 193). Natezač sajle spojen je na međuadapter koji je spojen na prirubnicu motora pomoću imbus vijaka (DIN 912). Natezač sajle i međuadapter izrađeni su od aluminijske 6061 zbog njegove male mase, a prihvatljive čvrstoće za ovu primjenu. Slika 37., lijevo prikazuje presjke sklopa motora i sustava dvosmjernih sajli koji su montirani na gornji dio ortoze. Na Slika 37. vidljiv je presjek sklopa sustava dvosmjernih sajli, a na Slika 38. komponenta natezača i međuadaptera.



Slika 37. Presjek sklopa sustava dvosmjernih sajli



Slika 38. Komponente natezača i međuadaptera

Vođenje sajli od natezača do prihvata u donjem dijelu ortoze omogućeno je kombinacijom zakački na samoj ortozi i metalnih cjevčica uprešanih u zakačke kojima je funkcija smanjiti trošenje zakački tijekom rada ortoze. Slika 39. prikazuje navedeni sustav vođenja. Iako na slici nije prikazano, predviđeno je da se na drugi kraj sajle stavi zaustavnik za sajlu [41].



**Slika 39. Sustav vođenja sajli**

## 4. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada je prijedlog vlastitog rješenja mobilne aktivne ortoze za gležanj i stopalo. Želja je potencijalnom korisniku ponuditi mobilno rješenje koje se može koristiti neovisno o rehabilitacijskim ustanova te na taj način olakšati i omogućiti bolju rehabilitaciju. Potrebno je konstruirati funkcionalan uređaj koji ujedno ima i veliku estetsku vrijednost kako bi se smanjila averzija korisnika prema korištenju ortoze. Komercijalno rješenje sličnih uređaja ne postoji, ali su u znanstvenim radovima ponuđena potencijalna rješenja aktivnih ortoza za gležanj i stopalo. Kako bi se problem pada stopala uistinu shvatio prikazane su anatomske i funkcionalne značajke donjih ekstremiteta s naglaskom na stopalo i gležanj te je prikazana biomehanika pokreta. Osim toga, proučen je normalan i patološki obrazac hoda. Ovakav pristup pomogao je u shvaćanju stvarnih problema budući da nije provedeno ispitivanje potencijalnih korisnika aktivne ortoze. Analiza postojećih rješenja također je pomogla u definiranju funkcionalnih zahtjeva aktivne ortoze. Uočene su prednosti i nedostaci svakog rješenja koji su bili vodilja u konstrukcijskoj razradi vlastite ortoze. Postojeća rješenja su međusobno uspoređena te je odabrana najbolja ortoza koja je poslužila kao referentna ortoza za usporedbu vlastitih koncepata. Dobivene informacije poslužile su kao temelj za konstrukcijsku razradu. U sklopu konstrukcijske razrade dani su odgovori na pitanja iz tehničkog upitnika, jasno je definiran cilj razvoja te funkcionalni i konstrukcijski zahtjevi. Nakon toga, glavna funkcija ortoze podijeljena je na podfunkcije u funkcijskoj strukturi kako bi se u potpunosti shvatio princip rada uređaja. U morfološkoj matrici prikazana su parcijalna rješenja tih istih funkcija koja su naknadno korištena u fazi generiranja koncepata. Nakon odabira zanimljivijeg koncepta krenulo se u njegovu detaljniju razradu. Izrađen je CAD model ortoze sa svim svojim komponentama te je objašnjen princip rada i korišteni mehanizmi. Bitno je istaknuti da nisu rađeni matematički proračuni te da bi se model trebao eksperimentalno ispitati. Također nije provedena FEM analiza budući da se radi o ortozi izrađenoj aditivnom tehnologijom. Osim toga, korišteni su mekani materijali pa bi se javio problem nelinearnosti. Može se zaključiti da su ciljevi poboljšanja ortoze uvelike ispunjeni. Korištenjem aditivne tehnologije ortozi je moguće individualizirati i prilagoditi svakom korisniku. Također, proces je relativno brz i jeftin te je izbjegnuto korištenje dodatnih materijala potrebnih za izradu gipsanog modela. Korištenjem mekih materijala postiže se udobnost nošenja što je bitan faktor kod odabira ortoze. Masa ortoze je prihvatljiva te ju je u sljedećim iteracijama moguće dodatno smanjiti. Zadovoljena je većina funkcionalnih zahtjeva – pomoć kod problema pada stopala i odguravanja, mogućnost dodatne stabilizacije, mogućnost bežičnog povezivanja i promjene parametara hoda pomoću aplikacije.

Budući da se radi o prvoj verziji ortoze predlažu se naknadna poboljšanja i izmjene nekih dijelova. Iako je predložena individualna izrada potrebno je standardizirati neke dijelove poput spoja gornjeg i donjeg dijela ortoze, tzv. 'mekog zgloba'. Predlaže se i razmještaj motora kako bi se dobila još kompaktnija konstrukcija. Također, bitno je naglasiti da je potrebno provesti eksperimentalna ispitivanja kako bi se utvrdila valjanost 'mekog zgloba'.

**LITERATURA**

- [1] José L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*.
- [2] Michael Whittle, *Gait Analysis: An Introduction*.
- [3] Davor Šentija, *Osnove funkcionalne anatomije*.
- [4] Ivo Ruszkowski, *Normalan i poremećen hod čovjeka*.
- [5] Marko Pećina, *Ortopedija*.
- [6] <https://drluigi.eu/hr/medicina/anatomija-i-biomehanika-stopala/> (30.6.2022).
- [7] P. Švenda, “Prijelomi stopala”, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, Zagreb, 2018. Dostupno na: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:535488>
- [8] Christopher L. Vaughan and Jeremy C. O’Connor, *Dynamics of Human Gait*.
- [9] J. Graham, “Foot drop: Explaining the causes, characteristics and treatment”, *Br. J. Neurosci. Nurs.*, vol. 6, no. 4, pp. 168–172, Apr. 2010, doi: 10.12968/bjnn.2010.6.4.47792.
- [10] *Pareza stopala - uzroci, posljedice i liječenje*. <https://www.omc.hr/savjeti-tima/2294-pareza-stopala-uzroci-posljedice-i-lijecenje> (1.7.2022).
- [11] F. Alnajjar, R. Zaier, S. Khalid, and M. Gochoo, “Trends and Technologies in Rehabilitation of Foot Drop: A Systematic Review”, *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 18, no. 1, pp. 31–46, Jan. 2021, doi: 10.1080/17434440.2021.1857729.
- [12] C. Colton, *Orthopaedic challenges in Ancient Egypt, Bone Jt. 360*, vol. 2, no. 2, pp. 2–7, Apr. 2013, doi: 10.1302/2048-0105.22.360124.
- [13] “Padded left boot with leg splint, Rome, Italy, 1914-1918, “ *Wellcome Collection*. <https://wellcomecollection.org/works/mknna482> (30.6.2022.).
- [14] F. S. Shahar *et al.*, “A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis”, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 99, pp. 169–185, Nov. 2019, doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.07.020.
- [15] “Metal and Leather AFO - Becker Orthopedic.” <https://www.beckerorthopedic.com/Product/CustomFabricationServices/CustomAFO%27s/270> (30.6.2022.).
- [16] “plastika | Hrvatska tehnička enciklopedija.” <https://tehnika.lzmk.hr/plastika/> (30.6.2022.).
- [17] “Thermoplastic AFO | Thermoplastic AFO | AFO - Ankle Foot Orthosis | Custom Orthotics | Orthotics | Ottobock US Shop.” <https://shop.ottobock.us/Orthotics/Custom-Orthotics/AFO---Ankle-Foot-Orthosis/Thermoplastic-AFO/Thermoplastic-AFO/p/28U90> (30.6.2022.).

[18] “WalkOn Trimable | WalkOn AFOs | Carbon Fiber AFO | AFO - Ankle Foot Orthosis | Custom Orthotics | Orthotics | Ottobock US Shop.”

<https://shop.ottobock.us/Orthotics/Custom-Orthotics/AFO---Ankle-Foot-Orthosis/Carbon-Fiber-AFO/WalkOn-AFOs/WalkOn-Trimable/p/28U23#product-references-accessories>

(30.6.2022).

[19] A. Vukorepa, *Primjena ortoza u rehabilitaciji*.

[20] A. Bernstein, R. J. Varghese, J. Liu, Z. Zhang, and B. Lo, “An Assistive Ankle Joint Exoskeleton for Gait Impairment,” in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III*, vol. 21, L. Masia, S. Micera, M. Akay, and J. L. Pons, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 658–662. doi: 10.1007/978-3-030-01845-0\_131.

[21] H. Xia, J. Kwon, P. Pathak, J. Ahn, P. B. Shull, and Y.-L. Park, “Design of A Multi-Functional Soft Ankle Exoskeleton for Foot-Drop Prevention, Propulsion Assistance, and Inversion/Eversion Stabilization,” in *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, New York City, NY, USA, Nov. 2020, pp. 118–123. doi: 10.1109/BioRob49111.2020.9224420.

[22] T. Noda, A. Takai, T. Teramae, E. Hirokai, K. Hase, and J. Morimoto, “Robotizing Double-Bar Ankle-Foot Orthosis,” in *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Brisbane, QLD, May 2018, pp. 2782–2787. doi: 10.1109/ICRA.2018.8462911.

[23] N. E. M. Kamarudin, “Soft Actuated Foot Exoskeleton for Ankle Rehabilitation,” *Int. J. Adv. Trends Comput. Sci. Eng.*, vol. 9, no. 1.4, pp. 367–373, Sep. 2020, doi: 10.30534/ijatcse/2020/5391.42020.

[24] H. S. Choi, C. H. Lee, and Y. S. Baek, “Design of a Pneumatic Actuated Ankle-Foot Orthosis which has Talocrural and Subtalar Joint,” in *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Toronto, ON, Canada, Jun. 2019, pp. 276–281. doi: 10.1109/ICORR.2019.8779486.

[25] J. A. Blaya and H. Herr, “Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, no. 1, pp. 24–31, Mar. 2004, doi: 10.1109/TNSRE.2003.823266.

[26] A. Roy *et al.*, “Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 25, no. 3, pp. 569–582, Jun. 2009, doi: 10.1109/TRO.2009.2019783.



- [27] “VA Maryland Health Care System Researchers Selected for Abell Foundation Innovation Award,” *PRWeb*. <https://www.prweb.com/releases/2015/05/prweb12741387.htm> (accessed Jun. 30, 2022).
- [28] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki, and A. Peethambaran, “An improved powered ankle–foot orthosis using proportional myoelectric control,” *Gait Posture*, vol. 23, no. 4, pp. 425–428, Jun. 2006, doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.004.
- [29] “SCANNED HUMAN FOOT and LEG | 3D CAD Model Library | GrabCAD.” <https://grabcad.com/library/scanned-human-foot-and-leg-1> (30.6.2022).
- [30] Y. Name, “ROBOTIS e-Manual,” *ROBOTIS e-Manual*. <https://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/x/xm540-w270/> (30.6.2022).
- [31] (C) 2020 Conrad Electronic, “Gens ace Scale model battery pack (LiPo) 11.1 V 2200 mAh No. of cells: 3 30 C Softcase XT60 | Conrad.com.” <https://www.conrad.com/p/gens-ace-scale-model-battery-pack-lipo-111-v-2200-mah-no-of-cells-3-30-c-softcase-xt60-2316813> (30.6.2022).
- [32] “TDN 5-0911WI | Traco Power.” <https://www.tracopower.com/int/model/tdn-5-0911wi> (30.6.2022).
- [33] “Arduino MKR WiFi 1010,” *Arduino Official Store*. <https://store.arduino.cc/products/arduino-mkr-wifi-1010> (30.6.2022).
- [34] “Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor,” *Adafruit Learning System*. <https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor/overview> (30.6.2022).
- [35] “XT60E-F | 3D CAD Model Library | GrabCAD.” <https://grabcad.com/library/xt60e-f-1> (30.6.2022).
- [36] “KCD1 On/Off switch | 3D CAD Model Library | GrabCAD.” <https://grabcad.com/library/kcd1-on-off-switch-1> (30.6.2022).
- [37] “FlexiForce A301 Sensor,” *Tekscan*. <https://tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a301> (30.6.2022).
- [38] “LOCTITE 406.” [https://www.henkel-adhesives.com/hr/hr/proizvod/instant-adhesives/loctite\\_406.html](https://www.henkel-adhesives.com/hr/hr/proizvod/instant-adhesives/loctite_406.html) (30.6.2022).
- [39] “3mm 7x19 Galvanised Steel Cable MBL 651kgs - 504.000.030,” *TECNI UK*. <https://www.tecni.uk/3mm-7x19-Galvanised-Steel-Cable-MBL-651kgs-504.000.030> (30.6.2022).
- [40] “61802 - Deep groove ball bearings | SKF.” <https://www.skf.com/my/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-61802> (30.6.2022).

---

[41] “Stainless Wire Ropestop 3Mm - M8 For Sale,” *Wire rope stunter*.

<https://www.staalkabelstunter.com/en/stainless-wire-ropestop-3mm-m8.html?source=facebook> (30.6.2022).

---

**PRILOZI**

I. CD-R disc