

Utvrđivanje optimalnih karakteristika proteze potkoljenice

Jakupić, Vilim

Undergraduate thesis / Završni rad

2017

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:235:030108>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD:
**UTVRĐIVANJE OPTIMALNIH
KARAKTERISTIKA PROTEZE POTKOLJENICE**

Vilim Jakupić

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD:
UTVRĐIVANJE OPTIMALNIH
KARAKTERISTIKA PROTEZE POTKOLJENICE

Voditelj rada:

Izv.prof.dr.sc. Aleksandar Sušić, dipl.ing.

Student:

Vilim Jakupić

Zagreb, 2017.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja koja sam stekao tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru, izv.prof.dr.sc. Aleksandru Sušiću na savjetima, podršci i iskazanom strpljenju tijekom izrade ovog završnog rada.

Također, zahvaljujem se svom suradniku Toniju Bošnjakoviću za dobru volju i pomoć u eksperimentalnim dijelovima završnog rada.

Posebno se zahvaljujem svojoj obitelji za podršku i razumijevanje tijekom dosadašnjeg studiranja.

Vilim Jakupić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum: 3 -02- 2017	Prilog
Klasa: 602-04/17-6/4	
Ur.broj: 15-1703-17-86	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Vilim Jakupić**

Mat. br.: 0035193358

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utvrđivanje optimalnih karakteristika proteze potkoljenice**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Determination of optimal lower leg prosthesis properties**

Opis zadatka:

Razna rješenja proteze potkoljenice nastaju kao posljedica brojnih korisničkih zahtjeva za njihovu sekundarnu namjenu. Tako se često osim primarne uloge proteze, od ove konstrukcije očekuju i dodatne pogodnosti i mogućnosti, čime se njihovim korisnicima značajno poboljšava kvaliteta života. Obzirom na veliki broj novih konstrukcijskih prijedloga, očigledno još nije utvrđeno najbolje standardno rješenje i njegove varijacije, odnosno, nije jasno definirano kako bi takva konstrukcija uistinu trebala biti oblikovana.

Svaka preporuka i smjernica za oblikovanje uz odgovarajuće argumente bi značajno olakšala konstrukcijsku razradu i ukazala na moguća buduća poboljšanja funkcionalnosti i djelotvornosti proteza potkoljenica.

U okviru ovog rada je potrebno:

- Provesti analizu tržišta te izvršiti razvrstavanje proteza potkoljenica;
- Utvrditi najvažnije značajke i razlike među postojećim rješenjima, s osvrtom na prednosti i nedostatke;
- Prikazati rezultate usporedbe među rješenjima/grupama proteza potkoljenica te po mogućnosti rezultate usporediti sa rezultatima zdrave potkoljenice;
- Biomehaničkom analizom definirati zahtjeve, ograničenja i željena svojstva;
- Iskazati preporuke optimalnih karakteristika za konstrukcijsku razradu proteze potkoljenice.

Opseg svih koraka izrade rada dogovoriti tijekom izrade rada. Svü dokumentaciju izraditi pomoću računala. U radu navesti korištenu literaturu, kao i eventualnu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenog 2016.


Rok predaje rada:
1. rok: 24. veljače 2017.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2017.
3. rok: 22. rujna 2017.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 27.2. - 03.03. 2017.
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2017.
3. rok: 25.9. - 29. 09. 2017.

Zadatak zadao:


Izv.prof.dr.sc. Aleksandar Sušić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

SADRŽAJ	2
POPIS SLIKA	3
POPIS TABLICA	4
POPIS OZNAKA	5
SAŽETAK	6
SUMMARY	7
1. UVOD	8
2. PROTEZE POTKOLJENICA NAMIJENJENE SVAKODNEVNIM AKTIVNOSTIMA ..9	
2.1. Faze ciklusa hoda	9
2.2. Izvedbe proteza potkoljenica	10
2.2.1. Protetička koljena	10
2.2.2. Protetička stopala	17
3. PROTEZE POTKOLJENICA U PROFESIONALNOM SPORTU.....	21
4. BIOMEHANIČKA ANALIZA SUSTAVA S TRKAČIM PROTEZAMA POTKOLJENICA	23
4.1. Mogućnosti poboljšanja izvedbe za unilateralne amputirce	23
4.2. Temeljne karakteristike kod personaliziranja trkačkih proteza	26
4.2.1. Biomehanika trčanja	26
4.2.2. Mogućnosti prilagodbe proteza biomehanici trčanja	27
4.3. Usporedba karakteristika čeličnih i kompozitnih proteza	29
5. PREPORUKE ZA IZRADU VIŠENAMJENSKIH PROTEZA POTKOLJENICA	32
6. ZAKLJUČAK	34
7. LITERATURA	35

POPIS SLIKA

Slika 1. Faza hoda sa pripadajućim podfazama	10
Slika 2. Mauch knee.....	11
Slika 3. Total knee 1900	11
Slika 4. Balance Knee	12
Slika 5. Oscillator Knee	12
Slika 6. Graph Lite 5	13
Slika 7. 3R93	13
Slika 8. Usporedba modela fizioloških pokreta ljudskog tijela i bioničkog modela	14
Slika 9. Rezultati mjerenja za Mauch i C-Leg	15
Slika 10. Vršni ut fleksije kod njihanja i vršni fleksijski moment u ranoj fazi oslonca	16
Slika 11. Gary Foot	17
Slika 12. Wave Comfort 2	17
Slika 13. Seattle Catalyst 9	17
Slika 14. Vari-flex	18
Slika 15. Pylon foot	18
Slika 16. Potrošnja kisika	19
Slika 17. % predviđene razine otkucaja srca	20
Slika 18. Ossur Cheetah Extreme	22
Slika 19. Model goljenice i stopala	24
Slika 20. Kinematika trčanja	27
Slika 21. Montirane trkače proteze	28
Slika 22. Osciliranje čelične proteze	30
Slika 23. Shematski prikaz sustava s amortizerom i zavojnom oprugom	31
Slika 24. 3D model montažne proteze u nacrtu	32
Slika 25. Izometrijski prikaz 3D modela montažne proteze	33

POPIS TABLICA

Tablica 1. Mehanička koljena	11
Tablica 2. Bionička koljena	14
Tablica 3. Protetička stopala	15
Tablica 4. Antropometrijski podaci	23
Tablica 5. Usporedba karakteristika kompozitnih i čeličnih proteza	29

POPIS OZNAKA

a, l, z - geometrijske veličine dijelova tijela

I_z - moment inercije oko osi rotacije potkoljenice

I_{zKOLJ} - moment inercije oko osi rotacije koljena

I_{zi} - momenti inercije dijelova tijela

m_i - mase dijelova tijela

r_i - krakovi dijelova tijela do osi rotacije potkoljenice

r_{Ki} - krakovi dijelova tijela od osi rotacije koljena

v_{0i} - obodna brzina na tlu kod trčanja

w - kutna brzina kukova kod trčanja

SAŽETAK

Predmet ovog rada, u prvom dijelu, bio je analizirati grupe proteza potkoljenica s osvrtom na njihove sličnosti, različitosti, prednosti i nedostatke te mogućnosti primjene određenih modela ili grupa u različitim životnim aktivnostima. Provedena je tablična usporedba protetičkih koljena i protetičkih stopala tako što je odabran po jedan predstavnik pojedine grupe proteza i analizirane su njegove karakteristike. Zatim su analizirani i rezultati između pojedinih grupa dobiveni eksperimentalnim istraživanjima. Kod protetičkih koljena analizirana je usporedba iz [8], mehaničkog *Mauch* koljena i bioničkog koljena *C-Leg* na 8 ispitanika. Utvrđeno je da postoje određene prednosti bioničkog koljena, no i da su one minimalne, te je opravdanost zahtjevnosti konstrukcije još uvijek upitna. Što se tiče protetičkih stopala analizirana je usporedba iz [9], *Flex-foot* stopala za višu razinu aktivnosti i *Sach foot* klasičnog stopala. Donesen je zaključak da iako *Sach* stopalo ima određene prednosti kod niskih razina aktivnosti, *Flex-foot* kao i njemu slične konstrukcije ima puno šire područje primjene.

U drugom dijelu analizirane su sportske proteze s obzirom na njihova biomehanička svojstva, tržišnu cijenu i primjenjive materijale. Analizirani su momenti inercije proteza i zdravih potkoljenica oko pojedinih osi rotacije ljudskog tijela. Pri tome je zaključeno da karbonske proteze imaju izrazito male momente inercije oko osi potkoljenice što uzrokuje zakret proteze oko longitudinalne osi. Predložena su 2 moguća rješenja tog problema jednostavnim nadogradnjama konstrukcije. Djelomično je analiziran i problem disbalansa masa kod unilaternih amputiraca. Nakon toga je provedena analiza i usporedba kompozitnih i čeličnih sportskih proteza te mogućnosti poboljšanja čeličnih proteza. Predložen je koncept poboljšanja čeličnih proteza pomoću sustava amortizera s oprugom koji zahtjeva detaljniju fizikalnu i eksperimentalnu analizu, a temeljna mu je namjena bolja podesivost krutosti i prigušenje vibracija lisnate opruge. Na kraju, izrađen je prijedlog koncepta sportske proteze sa mogućnošću montaže i demontaže komponente pete. Takva konstrukcija bila bi potencijalno primjenjiva kao za sportske tako i za svakodnevne aktivnosti i značajno bi rasteretila korisnika velikih financijskih troškova i dovela do komercijalizacije sportskih proteza.

SUMMARY

Subject of this thesis, in the first part, was to analyze several groups of lower leg prosthesis with regard to their similarities, differences, advantages and disadvantages, as well as possible application of certain models or groups in various life activities. Tabular comparison of prosthetic knee and prosthetic feet was conducted by selecting one representative of a particular group of prostheses and analyzing its features. Subsequently, the results among the groups obtained through experimental research. At the prosthetic knees the comparison on 8 examinees from [8] between *Mauch* knee and *C-leg* bionic knee has been analyzed. It has been found that there are certain benefits of bionic knee, but also that they are very small, so the validity of construction complexity is still questionable. Regarding the prosthetic feet, it was analyzed the comparison from [9] between the *Flex-foot*, for the higher using levels, and standard *Sach* foot. It has been concluded that, despite *Sach* foot certain advantages on low levels of activity, *Flex-foot* and similar constructions has much wider scope.

The second part of the thesis analyzes the sports prosthesis with regard to their biomechanical properties, market price and applicable materials. We analyzed the moment of inertia of prosthesis and healthy calf around single axis of rotation of the human body. There was concluded that carbon fibre prosthesis has very low moment of inertia around the lower limb axis which causes the rotation of the prosthesis around the longitudinal axis. Two possible solutions, with slight construction upgrades, was proposed to solve that problem. Also, it was partially analyzed the problem with dissbalance of lower limb masses at unilateral amputees. Furthermore, the analyses and comparison of carbon fibre and steel sport prosthesis was carried out and also the improvement possibilities of steel prosthesis was discussed. The concept of improving steel prosthesis with shock absorber and spring was proposed, which demands more detail physycall and experimental analyses. Its fundamental purpose is better adjustment of rigidity and damping vibration of leaf spring. Ultimately, an example of sports prosthesis concept was proposed, with the possibility of assembly and disassembly of components of the heel. That kind of construction would potentially be applicable for sports and everyday activities and it would significantly disburden users of their big financial expenses and lead to the commercialization of sport prosthesis.

1. UVOD

Kako bi se ljudima sa amputiranim udovima ili dijelovima udova omogućio što nesmetaniji i ravnopravniji način života u modernoj zajednici, danas se razvijaju razna rješenja zamjene tih udova protetičkim napravama koje omogućuju iste, približno iste ili ponekad i bolje mogućnosti obavljanja svakodnevnih aktivnosti, bavljenja amaterskim ili profesionalnim sportom, mogućnosti pravovaljane rehabilitacije nakon amputacije i raznih ozljeda...

U ovom radu razmatrati će se način odabira postojećih proteza potkoljenica, s obzirom na njihovu namjenu i karakteristike. Također, naglasak će biti stavljen na sportske proteze, koje se značajno razlikuju od klasičnih i biti će analizirane njihove mogućnosti u usporedbi sa zdravim potkoljenicama te mogućnosti poboljšanja njihovih izvedbi. Provesti će se i analiza konstrukcija sportskih proteza u kontekstu njihove biomehaničke kompatibilnosti sa tijelom korisnika i usporedba biomehaničke stabilnosti tijela na protezama s tijelom zdravog sportaša.

2. PROTEZE POTKOLJENICA NAMIJENJE SVAKODNEVNIM AKTIVNOSTIMA

Ovi sustavi proteza potkoljenica namijenjeni su korisnicima koji traže maksimalnu stabilnost, okretnost i prirodan izgled tijekom svakodnevnih aktivnosti poput hodanja, penjanja po stepenicama, trčanja niskog intenziteta ili kretanja promijenjivim intenzitetom.

Kako bi bilo moguće provesti analizu različitih rješenja, potrebno je objasniti faze ciklusa hoda jer o njima uvelike ovisi sama konstrukcija i karakteristike proteza.

2.1. FAZE CIKLUSA HODA [1]

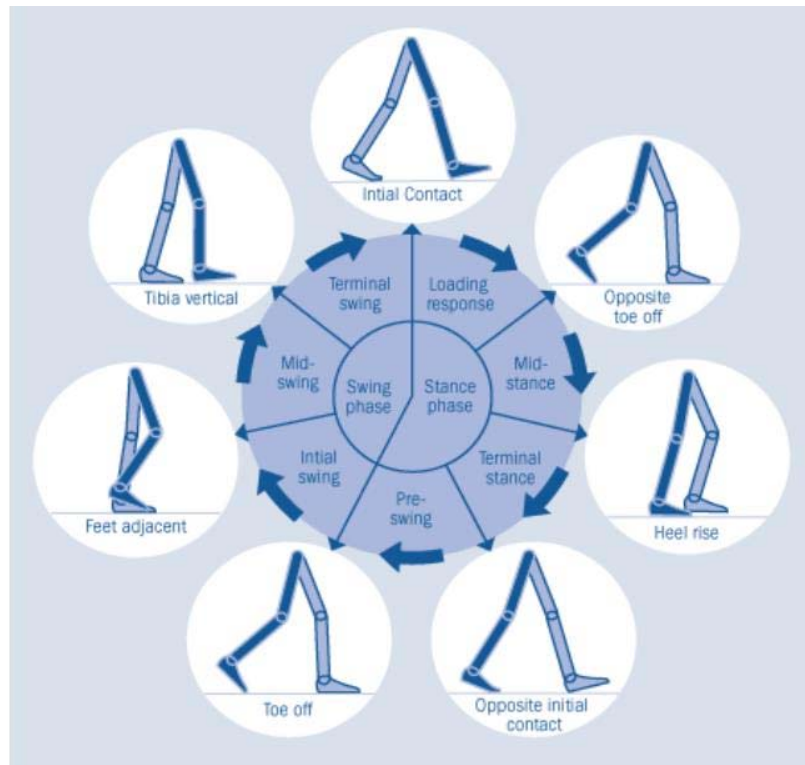
Ciklusa hoda je vrijeme u kojem se izvodi slijed pravilno ponavljajućih kretnji, odnosno interval između dva uzastopna kontakta s podlogom istog uda. Korak je interval između dva kontakta s podlogom ipsilateralnog i kontralateralnog uda. Dva koraka čine svaki ciklus hoda.

Ciklus hoda se dijeli u 2 faze i to su: faza oslonca i faza njihanja. Normalan hod kod odraslih podrazumijeva da su oba donja ekstremiteta ispunila nekoliko biomehaničkih zahtjeva:

- Faza oslonca: absorpcija, prijenos težine i propulzija.
- Faza njihanja: skraćivanje noge koja je u pokretu te pomicanje iste prema naprijed, za što je potrebna fleksija kuka, koljena i gležnja.

Na slici 1. je prikazano 8 podfaza hoda i to:

- Faza oslonca: inicijalni kontakt, odgovor na opterećenje, međufaza, završna faza, predzamah.
- Faza njihanja: inicijalno njihanje, međunjihanje, završno njihanje.



Slika 1. Faza hoda sa pripadajućim podfazama[1]

Analogno fazama hoda formiraju se i faze u penjanju stepenicama, samo s pripadajućim većim silama i otklonima.

Ovisno o zahtjevima koji proizlaze iz sila i momenata, koje se pojavljuju u ekstremnim položajima tih faza, formiraju se proteze koje osiguravaju stabilnost i nesmetano obavljanje aktivnosti.

2.2. IZVEDBE PROTEZA POTKOLJENICA

Na tržištu proteza potkoljenica raznih proizvođača, konstrukcija se temelji na 5 osnovnih funkcionalnih sklopova:



- bionično ili mehaničko koljeno
- navlaka
- bravice za navlake
- karbonska stopala
- razni adapteri



2.2.1. PROTETIČKA KOLJENA



Na tržištu danas postoji nekoliko renomiranih proizvođača protetičkih koljena, no njihove se izvedbe za pojedine namjene razlikuju u "*nijansama*" i u pravilu rade na istim principima. U nastavku poglavlja bit će analiziran po jedan primjer koljena za određenu namjenu, kojeg sličnu verziju uglavnom nude i ostali renomirani proizvođači.

Izbor koljena za analizu proveden je po kriteriju:

1. Specifičnosti izvedbe
2. Kao predstavnik određene skupine, s obzirom na dostupnost podataka za analizu, a nikako po kriteriju kvalitete koljena sličnih izvedbi različitih proizvođača

1. MEHANIČKA KOLJENA				
Izvedba	Izgled	Namjena	Prednosti	Nedostaci
Ossur "Mauch koljeno"[2]	 <p>Slika 2. Mauch knee</p>	Jednoosno koljeno za aktivnosti poput hodanja, spuštanja stepenicama nogom preko noge, umjerene rekreacije.	Lagan aluminijski profil; fleksibilni hidraulični sustav rasterećuje nosioca; valjkasti ležajevi daju visoku nosivost (oko 160kg); cilindrični nastavci omogućuju ujednačeno djeovanje.	Jednoosno je koljeno, pa nema mogućnost kontrole faze oslonca, što je djelomično riješeno ručnim zaključavanjem njihanja; skupa hidraulika; velika visina ugradnje nije pogodna za duge bataljke.
Ossur "Total Knee 1900"[2]	 <p>Slika 3. Total knee 1900</p>	Troosno koljeno primjereno svakodnevnim aktivnostima te kretanju promjenjivim brzinama i čestim promjenama smjerova.	Geometrijski sustav blokade onemogućuje gubitak ravnoteže kod oslanjanja na potpuno ispruženu nogu; mogućnost podešavanja fleksije kod oslonca; odlično ublažavanje udaraca, udobnost i iznimno lagana konstrukcija; mala visina ugradnje.	Nije pogodno za visoku razinu aktivnosti; relativno niska nosivost (do 100kg).

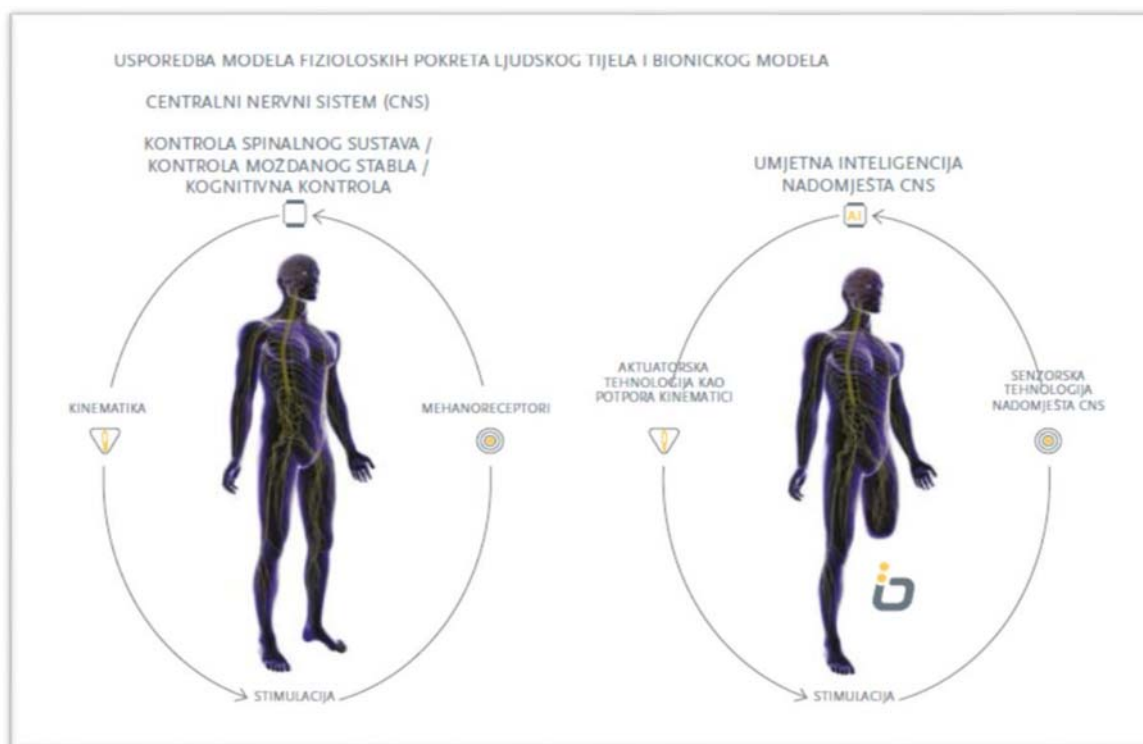
<p>Ossur "Balance Knee"[2]</p>	 <p>Slika 4. Balance Knee</p>	<p>Za korisnike niske razine tjelesne aktivnosti i vrlo loše kontrole balansa. Iznimno pogodno za osobe starije životne dobi.</p>	<p>Omogućuje nesmetan hod bez gubitka ravnoteže; "Mid-swing" skraćuje protezi polakše ljučenje između koraka i pomaže kod pojave "hip hikinga"; ne zahtjeva održavanje, a prilagodbe je moguće izvršiti bez skidanja proteze; male je težine i mogućnosti fleksije do 180°.</p>	<p>Ne podržava umjerena ni visoka dinamička opterećenja kao ni visoke brzine ili nagle promjene brzina i smjerova kretanja.</p>
<p>Hosmer "Oscillator Knee"[4]</p>	 <p>Slika 5. Oscillator Knee</p>	<p>Troosno koljeno primjenjivo kod fizički spremnijih korisnika, odnosno onih sa mogućnosti čvrstog oslonca i održavanja balansa - za visoku razinu aktivnosti.</p>	<p>Rotacioni hidraulički sistem kontrole koji radi gotovo bez buke; mehanizam apsorpcije udara kod udara na petu; nezavisno podešavanje ekstenzije i fleksije; visokočvrsti profil od aluminij-zink legure.</p>	<p>Nepogodan za korisnike lošije fizičke spreme i lošijeg održavanja ravnoteže; skupi hidraulički sistem.</p>

<p>Teh-Lin "Graph-Lite 5 Bar Pneumatic Knee"[4]</p>	 <p>Slika 6. Graph Lite 5</p>	<p>Pneumatsko troosno koljeno za umjerenu razinu svakodnevne tjelesne aktivnosti.</p>	<p>Pneumatski sustav koji se automatski prilagođava pacijentovom centru ravnoteže; vrlo lagana i trajna izvedba koja ne zahtijeva održavanje - zbog puno nižih tlakova kod tlačenja plina.</p>	<p>Ne podnosi visoka dinamička opterećenja, kao ni previsoke težine pacijenta (do 100kg). Promijenjivi obujam pneumatskog medija može uzrokovati lošiju preciznost kontrole pomaka.</p>
<p>Ottobock "3R93"[5]</p>	 <p>Slika 7. 3R93</p>	<p>Koljeno prilagođeno procesu rehabilitacije pacijenta sa mogućnošću deaktivacije ručnog zaključavanja kada se dostigne željena razina mobilnosti.</p>	<p>Mogućnost uporabe tijekom i nakon rehabilitacije za razne stupnjeve aktivnosti; lako i ponovljivo podešavanje sigurnosnim i ravnotežnim potrebama korisnika; frikcijska nagazna kočnica, kod deaktivacije ručne kočnice, stabilizira koljeno u fazi oslonca pri udaru na petu.</p>	<p>Loše podnosi dinamička opterećenja visokog stupnja i visoke razine udarnih opterećenja.</p>

Tablica 1. Mehanička koljena

2. BIONIČKA KOLJENA	
Prednosti	Nedostaci
<p>Sofisticirana senzorska tehnologija oponaša rad mehanoreceptora, osiguravajući umjetni osjet propriocepcije (osjet smještaja udova u odnosu na prostor) praćenjem parametara poput opterećenja i kutnog pomaka, tempa do 1600 puta u sekundi.</p> <p>Patentirana forma umjetne inteligencija (AI) obrađuje informacije primljene iz senzora i stimulira odgovarajuću reakciju za sljedeći korak.</p> <p>Umjetna inteligencija emitira konstantnu struju signala koji daju instrukcije za djelovanje vrlo preciznim aktuatorima, kako bi osigurali optimalnu funkcionalnost. Pokret postignut snagom motora značajan je dodatni doprinos očuvanju energije korisnika i njegove sposobnosti davanja odgovarajućeg odgovora. Motor i baterija generiraju odgovarajuću protetičku funkciju i osiguravaju točno utvrđenu količinu potrebne energije.[2]</p>	<p>Iznimno visoka cijena; potrebno je punjenje baterija; ≈duplo veće mase od mehaničkih koljena.</p>

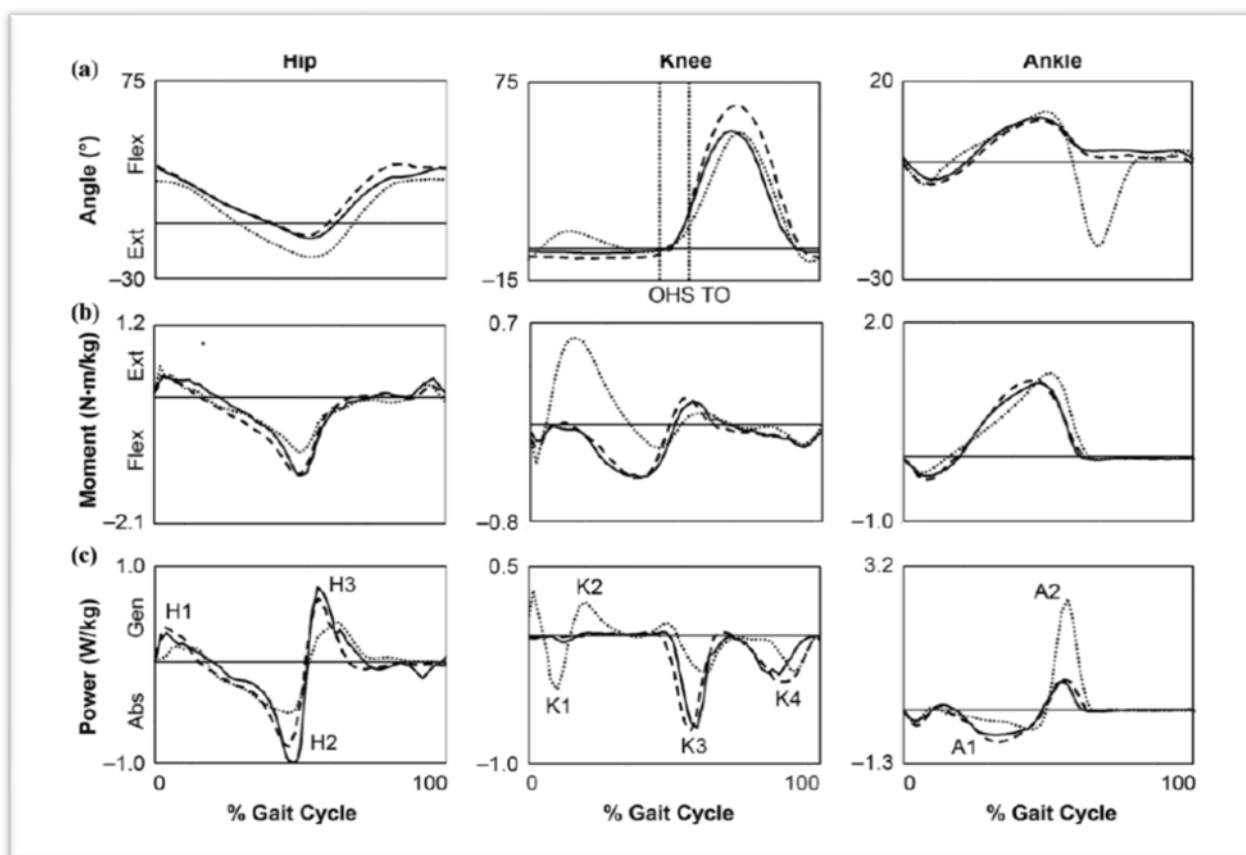
Tablica 2. Bionička koljena



Slika 8. Usporedba modela fizioloških pokreta ljudskog tijela i bioničkog modela [2]

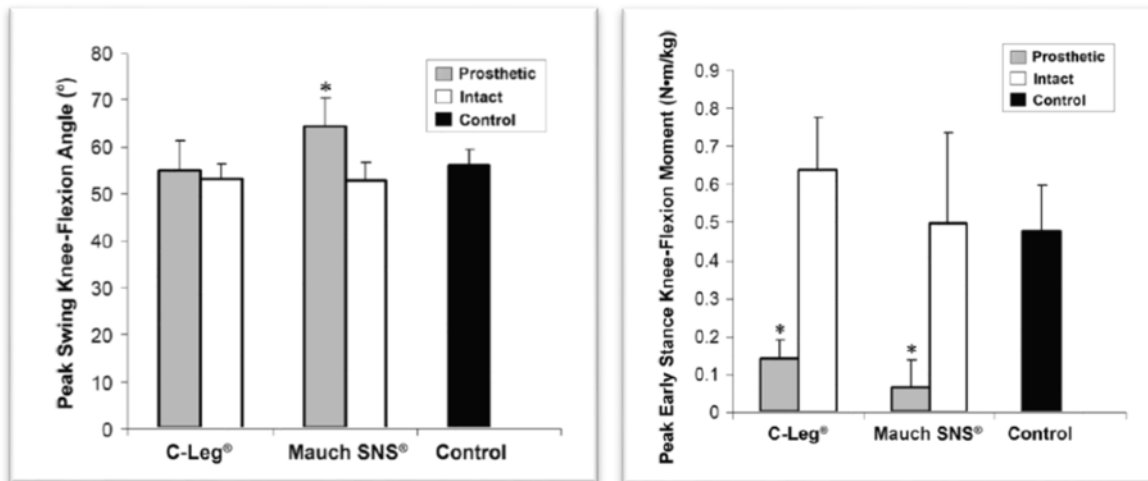
Kako bi se ispitala opravdanost zahtjevnosti konstrukcije i cijene bioničkih koljena, provedeno je nekoliko znanstvenih eksperimentalnih istraživanja na tu temu. Problem kod optimizacije konstrukcije koljena inženjerima najčešće zadaju razlike u građi tijela i bataljaka pojedinih korisnika, te ne postoji verzija koja je dosad potvrđena kao idealna u dovoljnom postotku.

Istraživanje [8] je provedeno kroz godinu dana i u njemu su nakon početne prilagodbe korisnici nasumičnim redoslijedom koristili Mauch koljeno ili C-Leg bioničko koljeno, po 3 mjeseca, pa ih potom zamijenili na iduća 3 mjeseca. Pomoću različitih markera, kamera, senzora i uređaja mjerena su ponašanja protetičkih udova i opterećenja koja se javljaju u njima. Na sljedećim slikama je prikaz rezultata mjerenja:



Slika 9. Rezultati mjerenja za Mauch i C-Leg [8]

(puna linija označuje C-Leg, crtkana linija Mauch koljeno, a točkasta linija kretanje u fazi kontrole određenoj od strane izvođača istraživanja)



Slika 10. Vršni ut fleksije kod njihanja i vršni fleksijski moment u ranoj fazi oslonca [8]

Kao što je vidljivo iz dijagrama na slikama 9. i 10., razlike između C-Leg bioničkog koljena i Mauch SNS mehaničkog koljena postoje, ali su minimalne. Bioničko koljeno ima nešto bolju kontrolu faze njihanja i bolju simetriju kretanja u odnosu na čitav ud, no te se razlike zadržavaju unutar 5-10%.



Osim statističkih podataka, valja napomenuti da se [8] 7/8 ispitanika izjasnilo kako im je bilo ugodnije hodati sa C-Leg bioničkim koljenom, da su imali značajno manje padova i da će se u budućnosti odlučiti za bioničku verziju koljena. Jedan ispitanik nije bio zadovoljan C-Leg nogom, u mjeri da je odustao od ispitivanja.

Uzimajući u obzir sve iznesene podatke, prednosti bioničke tehnologije ipak su vidljive i većina korisnika je zadovoljna napretkom, no još je uvijek puno prostora za razvoj kako bi se proizvodi usavršili i približili većem broju korisnika, te samim time i komercijalizirali svoju cijenu na tržištu.

2.2.2. PROTETIČKA STOPALA

Analiza protetičkih stopala će biti provedena kako je opisano u poglavlju 2.1.3., na analogan način.

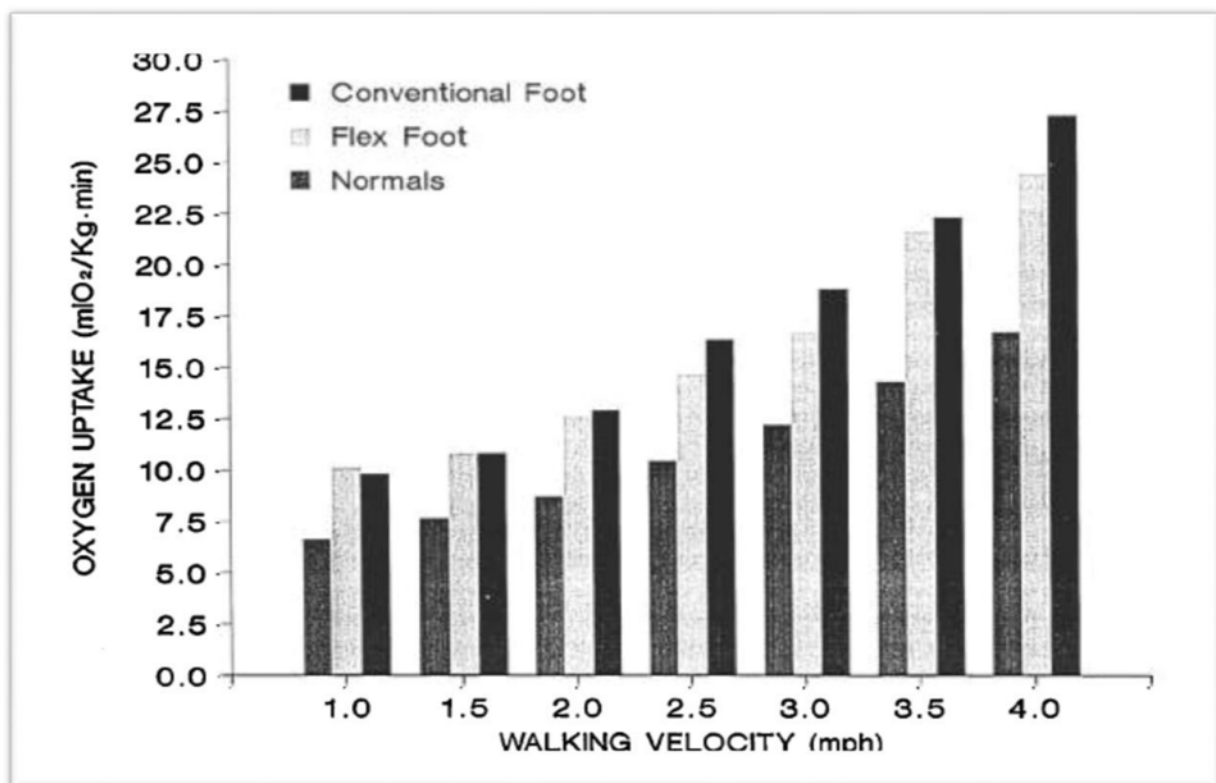
PROTETIČKA STOPALA				
Izvedba	Izgled	Namjena	Prednosti	Nedostaci
Proteor "Gary Foot" [6]	 <p>Slika 11. Gary Foot</p>	<p>Pogodan za nove pacijente u procesu prilagođavanja protezama i u rehabilitaciji; za nisku, kućnu razinu aktivnosti.</p>	<p>Iznimno male mase; vanjska struktura od EVA koja se lako čisti; visoka udobnost smanjenjem napetosti i pritisaka u protetičkoj čarapi.</p>	<p>Nepogodno za umjerenu ili visoku razinu aktivnosti te prelaženje većih udaljenosti; nema elastičnog povrata energije.</p>
Fillauer "Wave Comfort 2" [4]	 <p>Slika 12. Wave Comfort 2</p>	<p>Novi sustav sa 3 lisnate opruge za umjerenu tjelesnu aktivnost.</p>	<p>Sustav s 3 lisnate opruge izvrsno simulira kombinaciju ahilova tetiva-peta-prsti što daje udobnost, osjećaj i izgled prirodnog kretanja.</p>	<p>Nema dovoljno dobar povrat energije za visoki stupanj dinamičkog opterećenja; dostupan samo u izvedbi za nisku razinu ugradnje (10cm).</p>
Trulife "Seattle Catalyst 9" [7]	 <p>Slika 13. Seattle Catalyst 9</p>	<p>Specifična proteza "S" izvedbe prigodna za visoku razinu tjelesne aktivnosti.</p>	<p>Visoka izdržljivost kod velikih dinamičkih opterećenja pri masama korisnika do 166kg; vrlo dobar elastični povrat energije; "S" oblik bolje uravnotežuje pacijenta od klasičnih "C" proteza.</p>	<p>Neprirodan estetski izgled i pojačano opružno djelovanje u laganim svakodnevnim aktivnostima.</p>

<p>Ossur "Vari-flex foot"[2]</p>	 <p>Slika 14. Vari-flex</p>	<p>Proteza vrlo široke mogućnosti uporabe, od niske do visoke razine aktivnosti, kompatibilna sa Ossurovom "Unity" vakuumskom tehnologijom.</p>	<p>Zahvaljujući "Unity" tehnologiji vrlo lagana, stabilna i udobna konstrukcija; pokriva sve vrste aktivnosti; lako ju je prekriti kozmetikom; osigurava prirodan i udoban hod; mogućnost ugradnje kod svih vrste amputacije; visoka izdržljivost i elastični povrat energije i kod masa korisnika do 166kg.</p>	
<p>Ottobock "Pylon foot"[5]</p>	 <p>Slika 15. Pylon foot</p>	<p>Proteza za sportsku rekreaciju sa produženom konstrukcijom za amputirce sa minimalno dezartikulacijom koljena ili vrlo kratkim potkoljenim bataljcima.</p>	<p>Produžena konstrukcija zamjenjuje nefunkcionalni cijevni adapter, a time i smanjuje težinu cijelog proteznog sklopa; pruža visoki stupanj povrata energije, dobru apsorpciju udara i umjerenu multiosovinsku funkciju (rotacija od 8° u svim smjerovima).</p>	<p>Elastična svojstva za sportsku rekreaciju mogu smetati kod svakodnevnih aktivnosti; prevelika visina ugradnje kod dugih bataljaka; nema odvojen palac za lako kretanje po neravnom terenu.</p>

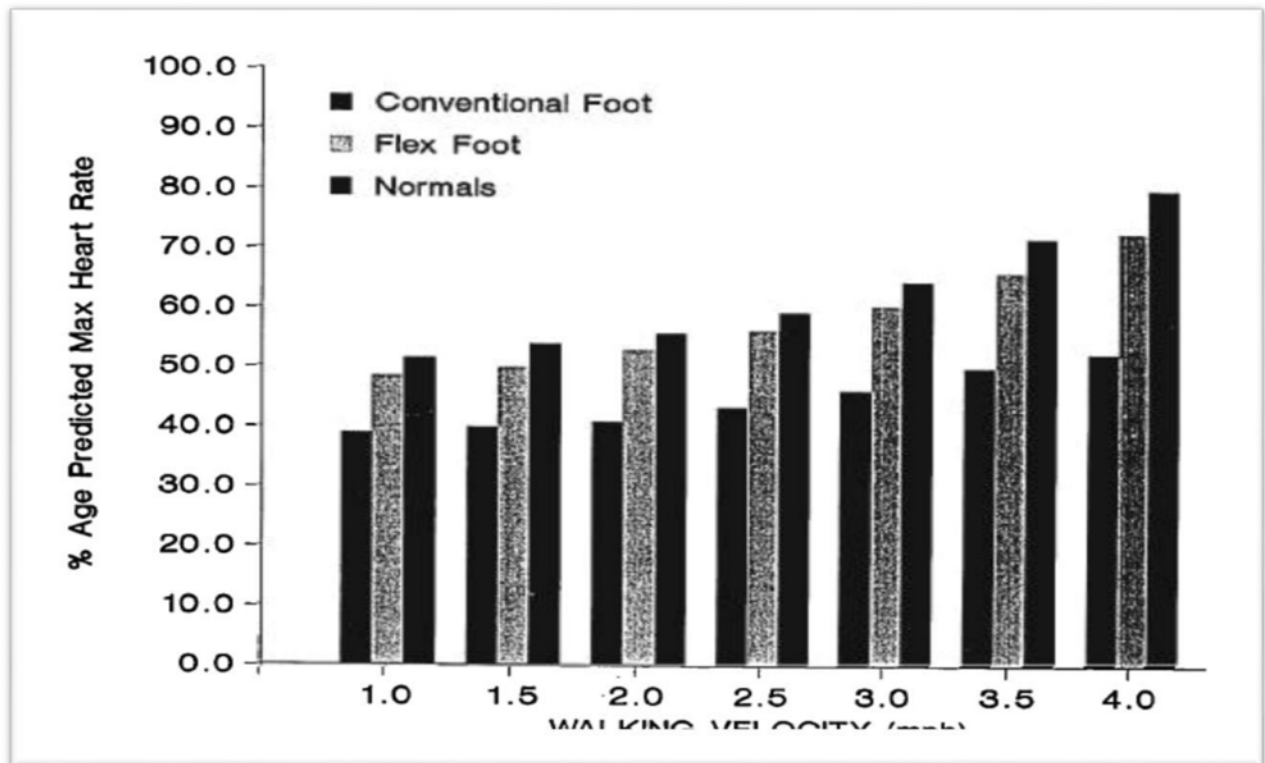
Tablica 3. Protetička stopala

U pogledu detaljnije analize i utvrđivanja danih specifikacija proizvođača, provedeno je nekoliko eksperimentalnih radova, koji su za zadatak imali usporediti jednostavne i jeftine modele protetičkih stopala sa skupljim i složenijim verzijama namijenjenim višoj razini intenziteta.

Prema [9] praćena je potrošnja kisika i predviđeni broj (prema broju godina) otkucaja srca više ispitanika za *Ossur Flex-Foot* i klasično *Sach* (verzija slična *Gary foot* iz Tablice 3.) protetičko stopalo. Kao što je vidljivo na slikama 14. i 15., *Flex-Foot* se pokazalo u određenoj mjeri efektivnije, kod povećanja brzina hodanja i u štednji energije korisnika. Zahvaljujući sustavu peta-prsti, kod kojeg se energija utrošena kod inicijalnog kontakta na petu vraća i pomaže prstima kod izbacivanja u sljedeći korak, korisnici troše manje snage vlastitih mišića. Rezultati su uspoređeni i sa rezultatima zdravih ispitanika što je, očekivano, pokazalo najmanju potrošnju energije.



Slika 16. Potrošnja kisika [9]



Slika 17. % predviđene razine otkucaja srca [9]

Kao što je vidljivo iz dijagrama, kod većih brzina hodanja (4 mph = 6,44 km/h) ispitanici su trošili oko 10% manje kisika i imali oko 10% manji previđeni broj otkucaja srca, a uz to su osjetili i značajne prednosti u stabilnosti na ravnom i neravnom terenu pomoću *Flex-Foot* stopala u odnosu na *Sach* stopalo. To potvrđuje tvrdnje proizvođača o prednostima *Flex-Foot* stopala kod većih opterećenja. No, s druge strane ispitanici su primjetili da im je sustav vraćanja energije *Flex-Foot* stopala odmogao kod konstantnog kretanja jako niskim brzinama te kod spuštanja niz kosinu, jer elastičnost sklopa "tjera" korisnika prema naprijed.

Zaključno, i jedna i druga verzija imaju svoje prednosti, ovisno o tome koja im je namjena, ali neosporno je da *Flex-Foot* stopalo i stopala sličnih karakteristika drugih proizvođača, imaju puno šire područje iskoristivosti od klasičnih stopala bez opružnog mehanizma vraćanja energije.

3. PROTEZE POTKOLJENICA U PROFESIONALNOM ATLETSKOM SPORTU

Kako amputacija donjih ekstremiteta ne bi zaustavila vrhunske ili poluprofesionalne sportaše u bavljenju sportom visokog intenziteta, svjetski lideri u konstruiranju proteza izradili su modele proteza potkoljenica, tzv. *trkačih oštrica*, koje imaju izrazito visok elastični povrat energije i omogućuju sportašima rezultate gotovo na razini zdravih nogu, a u nekim slučajevima i bolje (skok u dalj). Proteze su izrađene od kompozita koji se sastoji od plastične mase ojačane karbonskim vlaknima, a njihova se debljina postiže slaganjem slojeva (slično kao kod noževa) ovisno o masi korisnika. U pravilu se koristi 30 do 90 slojeva vlakana. Cijene takvih proteza zbog zahtjevne konstrukcije, izrade, cijene materijala i spektra tržišta (koji je vrlo ograničen) kreću se od 20000€ do 30000€.

Da bi se i transfemoralnim amputircima omogućilo bavljenje istom razinom aktivnosti, gore navedenom, konstruirani su i modeli protetičkih koljena koji se koriste u kombinaciji sa *trkačim ošticama*. Naravno, kako je koljeno zglobov kojeg je puno složenije simulirati i postići optimalne karakteristike koje nam nudi naše tijelo, poput niskih faktora trenja, redukcije opterećenja na samom zglobov, izvanrednog održavanja ravnoteže i pravovremenih ekstenzija i fleksija, za očekivati je da će transfemoralni amutirci u odnosu na transtibijalne biti u značajno lošijoj poziciji što se tiče ostvarivanja profesionalnih rezultata u većini sportova.

Najznačajnija karakteristika atletskih proteza je nedostatak komponente pete (*heel characteristic*). Peta je komponenta ljudskog tijela koja nam omogućuje brze promjene smjerova i lako zaustavljanje u pojedinom trenutku, te ju kao takvu atletičari trkači, skakači i dr. ne koriste nego je njezina primjena vidljiva u sportovima poput nogometa, košarke, tenisa i sl. S obzirom da nema funkciju u atletici, izbačena je iz *trkačih oštica*, a zadržane su samo komponente ahilove tetive i prstiju. To je ujedno i razlog koji ekstremno diže cijenu takvih proteza - komponenta pete ima značajnu ulogu u svakodnevnim aktivnostima, što trkače proteze izbacuje iz svakodnevne upotrebe.

Dosad najpoznatije proteze na tržištu su proteze marke *Ossur*, koje su proslavljene osvajanjem paraolimpijskih igara od strane sprintera Oscara Pistoriusa. Sama konstrukcija počiva na principu lisnate opruge koja sprinteru daje potrebnu količinu vertikalnog izbačaja te kosog nastavka na stražnje zaobljenje, koji dio snage lisnate opruge pretvara u horizontalni izbačaj. Samo zaobljenje protezi daje *mekoću* i ublažava udarna opterećenja, a i omogućuje veću duljinu lisnate opruge.



Slika 18. Ossur Cheetah Extreme

Temeljna pitanja koja se još uvijek javljaju u pogledu trkaćih proteza su:

1. Kako ujednačiti mogućnost natjecanja unilateralnim amputirancima? Trenutne statistike pokazuju da su u značajno lošijoj poziciji od bilateralnih što se tiče natjecateljskog sporta.
2. Koje su temeljne karakteristike na koje je bitno obratiti pozornost kod personaliziranja trkaćih proteza?
3. Je li moguće primjenom jeftinijih (metalnih) materijala omogućiti bavljenje profesionalnim sportom trkačima slabijih imovinskih mogućnosti i ujedno širem spektru korisnika? Za primjer par Ossur Cheetah Extreme proteza košta oko 50000€, dok par čeličnih proteza od visokočvrstog čelika za opruge 50CrV4 košta oko 150€.

U nastavku rada će biti razrađena ta pitanja s obzirom na biomehaničku analizu i neke eksperimentalne podatke dobivene raznim analizama.

4. BIOMEHANIČKA ANALIZA SUSTAVA S TRKAČIM PROTEZAMA POTKOLJENICA

4.1. MOGUĆNOSTI POBOLJŠANJA IZVEDBE ZA UNILATERALNE AMPUTIRCE

Unilateralni amputirci susreću se s mnogim problemima asimetrije kod atletskih vještina zbog značajne razlike između proteze i zdrave potkoljenice. Iako proteze pokušavaju simulirati ponašanje zdrave noge, njihov odziv na opterećenje i dalje je značajno različit. Proteze se izrađuju otprilike 5cm dulje zbog elastičnog skraćanja lisnate opruge prilikom doskoka, što nije slučaj kod zdrave noge. Isto tako, bez obzira na zavidnu kvalitetu današnjih proteza, ahilova tetiva omogućuje dulju fazu leta i samim time duži korak, što posebno dolazi do izražaja kod visokih brzina trčanja.

Osim razlike u mehanizmima djelovanja proteze i zdrave noge, javlja se i asimetrija u masi između zdrave noge i bataljka s protezom. Ta razlika u masi značajno utječe na kretanje težišta tijela, koje atletičar treba uravnotežavati vlastitom snagom, te na momente inercije koji se javljaju u raznim fazama trčanja.

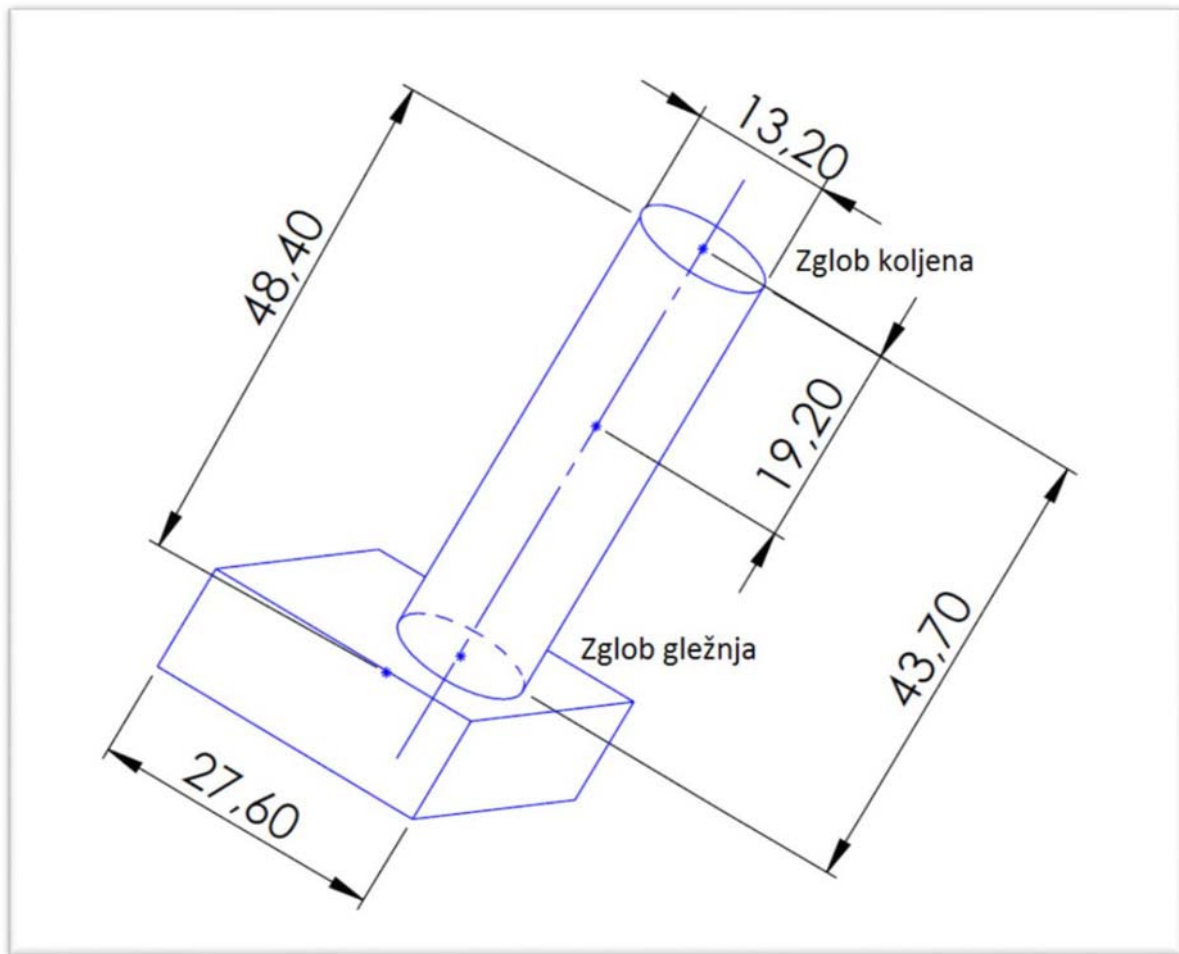
Prema [10], po antropometričkim podacima za prosječnog trkača visine 185cm i težine 83kg masa potkoljenice zajedno sa stopalom i sprintericama je oko 5.8kg, dok je za amputirca iste visine (na protezama) i težine masa bataljka sa protezom i navlakom oko 3kg. Iz ovih podataka očigledno je da bi razlika u masi potkoljenica unilateralnog amputirca bila gotovo 2:1. Ta razlika u masi značajno utječe i na ostale biomehaničke karakteristike. Jedna od najvažnijih su momenti inercije potkoljenice.

Antropometrički podaci o ispitaniku s amputiranim potkoljenicama i projekcija tih podataka na osobu iste visine i mase zdravih nogu iz [10]:

Fizikalna veličina	Bataljak	Zdrava goljenica	Zdravo stopalo
Volumen (cm ³)	1400	3783	1344
Masa (g)	1609	4350	1385
Duljina (cm)	28,9	43,7	27,6
Radius težišta (cm)	10,4	19,2	4,7

Tablica 4. Antropometrijski podaci

Radius težišta predstavlja udaljenost težišta pojedinog dijela tijela i osi zgloba na koji se odnosi. Kako bi veličine u Tablici 4. bile jasnije, prikazane su zajedno s kotama na sljedećim slikama:



Slika 19. Model goljenice i stopala

Prema [11] su izrađeni modeli goljenice i stopala u obliku valjka i kvadra, koji aproksimalno unutar 5-10% točnosti odgovaraju stvarnim dijelovima ljudskog tijela. Izrazi za računanje momenta inercije glase:

$$I_{z1} = m_1 \left(\frac{r_1^2}{4} + \frac{l_1^2}{12} \right) - \text{za potkoljenicu}, \quad (1)$$

pri čemu je $m_1 = 4,35 \text{ kg}$, $r_1 = 0,066 \text{ m}$, $l_1 = 0,437 \text{ m}$.

$$I_{z2} = \frac{m_2}{12} (a_2^2 + z_2^2) + m_2 r_2^2 - \text{za stopalo}, \quad (2)$$

pri čemu je $m_2 = 1,385 \text{ kg}$, $r_2 = 0,138 \text{ m}$, $a_2 = 0,276 \text{ m}$, $z_2 = 0,047 \text{ m}$.

Kada u jednadžbe uvrstimo brojeve dobijemo:

$$I_{z1} = 0,075 \text{ kgm}^2 \quad I_{z2} = 0,035 \text{ kgm}^2 \quad (3)$$

Iz čega ukupni moment tromosti u odnosu na težište goljenice iznosi:

$$I_z = I_{z1} + I_{z2} = 0,11 \text{ kgm}^2 \quad (4)$$

U izrazima je zanemarena težina sprinterica od oko 120g, no ona minimalno utječe na rezultat.

Iznos momenta inercije potkoljenice koja se sastoji od bataljka, proteze težine 560g i protetičke čarape težine 300g je puno zahtjevnije izračunati zbog nepravilnog oblika proteze, te se takav proračun u pravilu radi numerički. Iz [10] on iznosi $\approx 0,07 \text{ kgm}^2$.

U odnosu na hvatište koljena moment inercije zdrave potkoljenice iznosi:

$$I_{zKOLJ} = m_1 r_{K1}^2 + m_2 r_{K2}^2 + m_2 r_2 \quad (5)$$

pri čemu je $r_{K1} = 0,192 \text{ m}$, $r_{K2} = 0,484 \text{ m}$.

Kada uvrstimo brojeve dobijemo rješenje:

$$I_{zKOLJ} = 0,51 \text{ kgm}^2 \quad (6)$$

Za isti položaj hvatišta rotacije, moment inercije protetičke potkoljenice iznosi iz [10] $\approx 0,242 \text{ kgm}^2$.

Iz ovih odnosa očito je da razlika u momentu inercije između zdrave noge i protetičke noge značajno raste s udaljenosti hvatišta, što je i logično jer moment inercije raste s kvadratom udaljenosti. No, to stvara određene probleme bilateralnim, a posebice unilaternim amputircima. Zbog vrlo malog momenta inercije protetičke noge, za vrijeme hodanja i trčanja dolazi do zakretanja noge prema unutra. To zakretanje uvelike otežava kontrolu pravilnog trčanja i stabilnost pri visokom intenzitetu, stoga je moguće ponuditi dva rješenja:

1. Kod ugradne postaviti protezu lagano zakrenutu prema van kako bi se kompenziralo zakretanje uslijed opterećenja i malog momenta inercije.
2. Unutarnji rub proteze konstruirati tako, da kod dodira s podlogom, oblikom gura protezu prema van. Također u mjeri potrebnoj za kompenzaciju.

Drugi problem koji se javlja uslijed disbalansa u masama i posljedično momentima inercije zdrave i protetičke noge pomak je težišta tijela na stranu zdrave noge, što zahtjeva stalno uravnotežavanje korisnika i gubitak snage. Posljedično se pojavljuje i disbalans u duljini koraka i naizmjeničnoj duljini faza leta. Taj je problem puno složeniji od prvog, jer iako je jedino logično rješenje dodatnom masom opteretiti protetičku nogu, treba uzeti u obzir da amputirac nema mišić lista, te time direktno opterećujemo mišić kvadricepsa dodatnim utegom. Taj problem je izrazito personaliziran i ovisi o snazi i mogućnostima korisnika koji nosi protezu. Sa svakim korisnikom bi trebalo eksperimentalno, kroz nekoliko faza pokušaja i promašaja, utvrditi optimalnu težinu za uravnotežavanje koju on može podnijeti u domeni discipline kojom se bavi.

4.2. TEMELJNE KARAKTERISTIKE KOD PERSONALIZIRANJA TRKAČIH PROTEZA

4.2.1. BIOMEHANIKA TRČANJA

Kako bi trkače proteze bile adekvatno personalizirane potrebno je optimizirati konstrukciju prema sljedećim zahtjevima:

1. Poznavanju tehnike pravilnog trčanja zdravih atletičara
2. Fizičkim karakteristikama nosioca
3. Vrsti discipline za koju je proteza namijenjena

Iz mnogobrojnih analiza trčanja svjetskog i olimpijskog prvaka Usaina Bolta došlo se do mnogih novih zaključaka što se tiče očekivane građe jednog sprintera. Unatoč prijašnjim mišljenjima struke kako sprinteri trebaju biti niže građe da bi imali manji otpor zraka, te kraće i uz to lakše noge, zadnjih godina su se pokazale značajne prednosti kod visokih trkača (Bolt - 196cm). Prva prednost proizlazi iz zakona akcije i reakcije, pri čemu viši trkač izaziva snažniju reakciju ahilove tetive kod kontakta s podlogom i time dobiva snažniji odraz i dulju fazu leta. Istraživanja su pokazala da upravo faza leta razlikuje profesionalne od amaterskih atletičara, a da je kutna brzina u kukovima potpuno ista (brzina promjene nogu). Stoga, profesionalnim trkačima treba 10-tak koraka manje da prođu prugu od 100m. Izmjereno je da Usainu Boltu, zahvaljujući njegovoj visini, i naravno musklaturi, treba 3-4 koraka manje nego ostalim vrhunskim sprinterima.

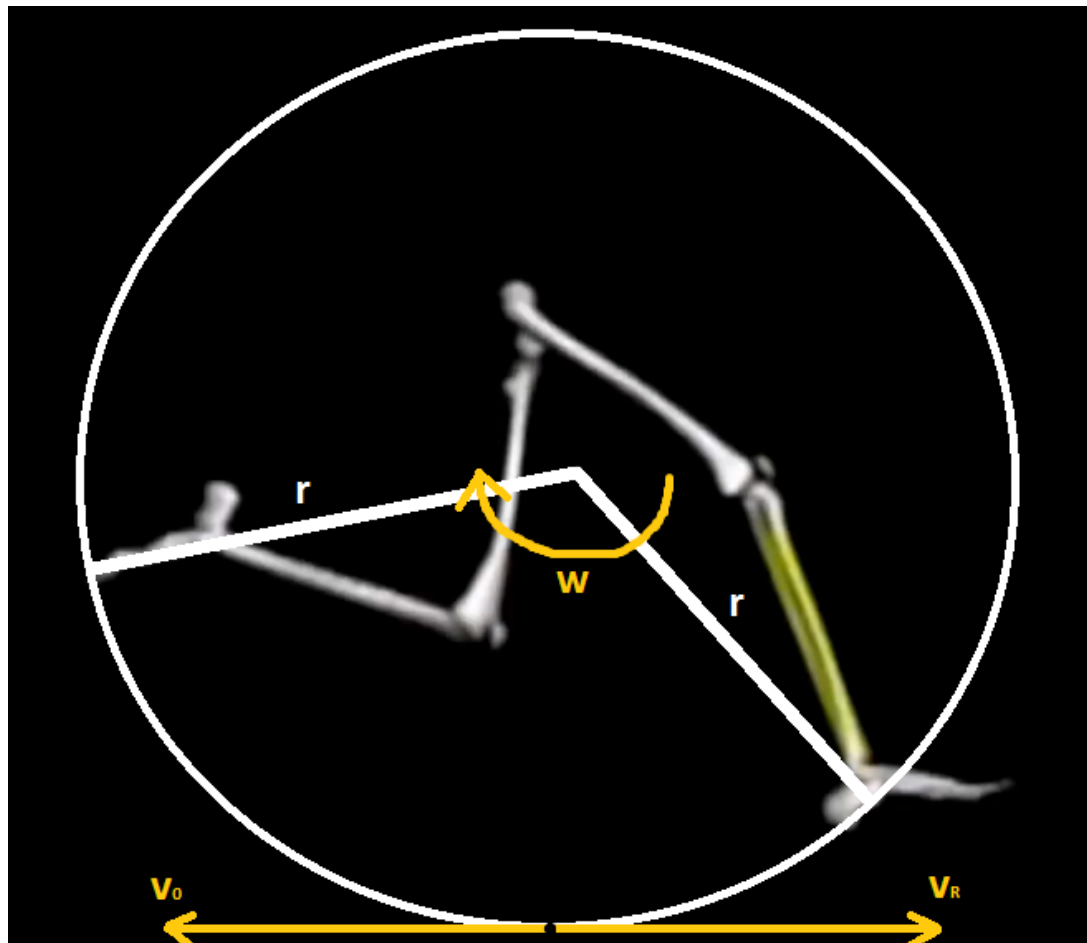
Također, poznato je da je karakteristika klasnih sprintera nešto dulja potkoljenica. Dok je kod ostalih sportaša i prosječnih ljudi omjer duljine potkoljenice i natkoljenice približno 1:1, taj se omjer kod sprintera kreće oko 1,15:1 u korist potkoljenice. Isto tako, sprinteri imaju mišić lista nešto bliže koljenu i manje je mase. Te fizičke osobine omogućuju sprinterima da za istu kutnu brzinu u kukovima opisuju veći polumjer stopalima i tako povećavaju obodnu, odnosno translatornu brzinu.

$$v_{o1} = r_1 \cdot \omega \quad v_{o2} = r_2 \cdot \omega, \quad (7)$$

$$r_2 > r_1 \quad \rightarrow \quad v_{o2} > v_{o1}, \quad (8)$$

gdje je kutna brzina broj zamaha kukova u jedinici vremena.

Kako je obodna brzina za veći polumjer koraka veća, tako je i brzina koju uzrokuje reakcija podloge veća kao što je prikazano na slici 20.



Slika 20. Kinematika trčanja

S druge strane, porastom polumjera kružnice koraka raste i moment inercije. Moment inercije je prema definiciji sposobnost otpornosti tijela na rotacijsko gibanje te sposobnost otpornosti tijela koje rotira da ga se zaustavi. Stoga što je veći moment inercije, tijelo je teže zarotirati, a potom zaustaviti njegovu rotaciju. Karakteristike te definicije u atletici su jasno vidljive, ponovo, kod trčanja Usaina bolta. Pošto ima duže noge od ostalih natjecatelja on starta sporije - teško pokreće tijelo visokog momenta inercije - a kad postigne maksimalne performanse tada mu duljina potkoljenica i maksimalna faza leta omogućuju najveću translatornu brzinu - dok je teško pokrenuto tijelo visokog momenta inercije sada teško zaustaviti. Mogućnost duljine održavanja takvih performansi isključivo je karakteristika muskulature.

4.2.2. MOGUĆNOSTI PRILAGODBE PROTEZE BIOMEHANICI TRČANJA

Kako bi atletičari s protezama mogli ostvariti maksimalne rezultate unutar svojih mogućnosti i mogućnosti same konstrukcije proteze, potrebno je obratiti pozornost na biomehaničke karakteristike trčanja iz odjeljka 4.2.1.

Za razliku od zdravih atletičara koji se "rode kao sprinteri", odnosno imaju određene fizičke predispozicije genetski uvjetovane, kod atletičara amputiraca je moguće neke od tih predispozicija postići određenim prilagodbama trkačkih proteza.

Kako je već spomenuto, proteze su već jednim dijelom prilagođene progibu koji radi lisnata opruga tako što je izrađuju oko 5cm dulje, ovisno o izvedbi, kako bi u neopterećenom stanju imale željenu duljinu. Ta duljina se određuje prema fizičkim karakteristikama nosioca proteza i duljina jednom izrađene personalizirane proteze je nepromjenjiva. Također personalizacija proteza iznimno visoko diže i njihovu cijenu.

Debljina flaha od kojeg se proteze izrađuju ovisi o stupnju opterećenja, kojeg uvelike uvjetuje težina korisnika proteze. Taj je dio nepromjenjiv i može se kategorizirati u nekoliko skupina. No, kako bi korisnicima koji planiraju dugim trenažnim procesom postići vrhunske rezultate omogućili kvalitetniju pripremu, a ujedno napravili univerzalnu protezu za jedan razred opterećenja, prijedlog rješenja je sljedeći:

Pošto se proteza montira na stražnji dio nosača kako prikazuje slika 21., a sprinteri u protezama ostavljaju puno veći kut pregiba u koljenu, moguće je izraditi protezu koja će biti podesive duljine. Kako je vidljivo na slici, između proteze i bataljka ima 5-10cm slobodnog prostora, što je dovoljno da se proteza produlji za još 2 vijčana provrta i da joj se prilagodi duljina pločice sa provrtima. Time bi se omogućilo:

1. Veća komercijalizacija trkačkih proteza
2. Postepeno prilagođavanje miškulature većim momentima inercije duge proteze, što bi eventualno dovelo do poboljšanja trkačkih sposobnosti



Slika 21. Montirane trkače proteze

4.3. USPOREDBA KARAKTERISTIKA ČELIČNIH I KOMPOZITNIH PROTEZA

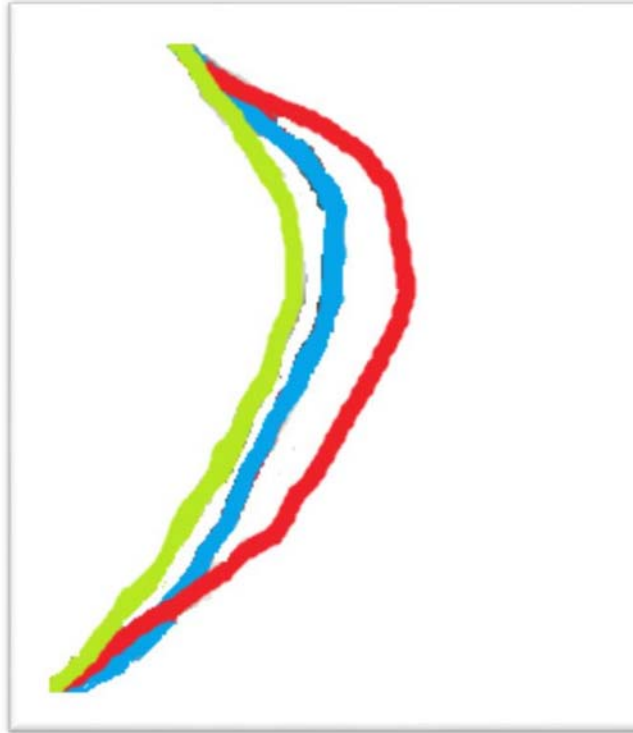
Performanse karbonskih kompozitnih proteza do sada su se pokazale prilično zadovoljavajućim. Bilateralni sprinteri su u stanju istrčati dionice oko 10% sporije od zdravih sprintera, dok bilateralni skakači u dalj, zahvaljujući opružnom djelovanju proteze, nekad skaču i dalje od zdravih skakača. No, temeljna mana takvih proteza je njihova cijena koja se kreće od 30000€ do 50000€ ovisno o proizvođaču i vrsti izvedbe. Pitanje je kakve karakteristike možemo očekivati od čeličnih proteza sličnih dimenzija i istog oblika.

U analizi će biti korišten primjer čeličnih proteza 50CrV4, koje je suradnik oko završnog rada, atletičar Toni Bošnjaković dao izraditi prema dimenzijama Ossur Cheetah Extreme patenta. Te su proteze podnijele cijelni niz treninga i zahtjevnih dinamičkih opterećenja bez ikakvih plastičnih deformacija, a teže oko 1,5kg.

VELIČINA	KARBONSKE KOMPOZITNE	ČELIČNE (50CrV4)	RAZLIKE
Masa (kg)	0,5-0,6	oko 1,5	Manja masa doprinosi manjim gubicima energije korisnika, no isto tako povećava vertikalnu amplitudu trčanja.
Momenti inercije	izrazito niski	veći uslijed veće mase proteze	Veći momenti inercije doprinjet će manjoj rotaciji sklopa oko longitudinalne osi, ali i zahtjevati znatno više energije u procesu akceleracije.
Modul elastičnosti (kN/mm ²)	200 - 500 ovisno o položaju vlakana	200	Veći modul elastičnosti omogućuje manje deformacije i time manje osciliranje u doskoku na protezu. Također, osigurava da se proteza za vrijeme faze leta brže vrati u svoje početno stanje.

Tablica 5. Usporedba karakteristika kompozitnih i čeličnih proteza

Kod čeličnih proteza zbog velike elastičnosti, odnosno nižeg modula elastičnosti može doći do pojave da se tijekom faze leta proteza ne vrati u početni mirujući položaj, nego da je lisnata opruga trenutak prije doskoka još uvijek u fazi osciliranja. Ta pojava može narušiti tehniku trčanja i samim time performanse korisnika. Kako pokazuje slika 22. lisnata opruga nakon punog opterećenja prelazi u fazu deformacije u suprotnom smjeru.

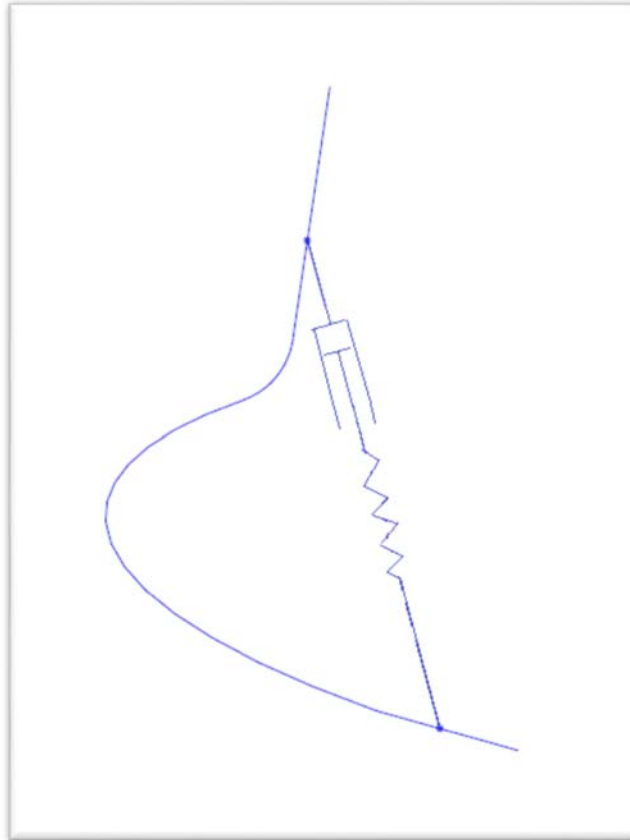


Slika 22. Osciliranje čelične proteze

Primjer osciliranja čelične proteze napravljen je snimanjem skoka na pokusnim protezama te usporedbe njihovog oblika u slow-motionu. Plavom bojom označena je proteza u svom neopterećenom obliku, crvenom bojom kod maksimalnog opterećenja i deformacije, a zelenom bojom u trenutku tik nakon rasterećenja.

Kako bi se osigurao pravovremeni povrat čelične proteze u početno stanje, potrebno je prigušiti titranje elastične lisnate opruge za vrijeme faze leta. Ugradnjom laganog sklopa zavojne opruge i amortizera prema shemi na slici 23. bi se postigla 2 poboljšanja istovremeno:

1. Za vrijeme faze leta, odnosno za vrijeme rasterećenja, amortizer bi uravnotežio titraje lisnate opruge.
2. Parametrima krutosti zavojne opruge bilo bi moguće optimizirati potrebne karakteristike proteze.



Slika 23. Shematski prikaz sustava s amortizerom i zavojnom oprugom

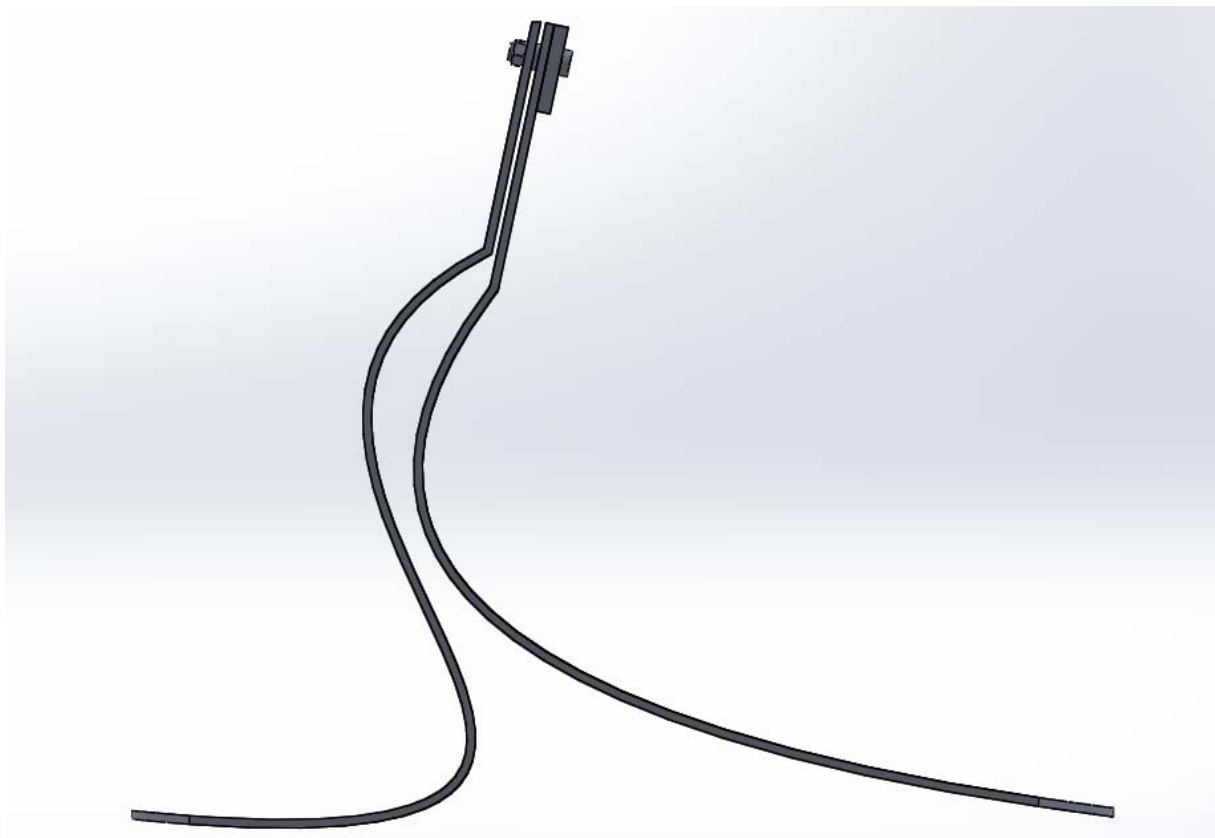
Zavojna opruga bi trebala biti ugrađena u lagano prednapregnutom stanju, a elastičnost lisnate opruge treba biti unaprijed predviđena za takav način rada kako nebi došlo do pretjeranog prigušivanja visine vertikalnog izbačaja te posredno skraćivanja faze leta.

5. PREPORUKE ZA IZRADU VIŠENAMJENSKIH PROTEZA POTKOLJENICA

S obzirom na vrlo različite uvjete primjene proteza potkoljenica, ne može se jasno definirati potreban oblik i karakteristike univerzalne nerastavljive proteze. Značajan pomak u mogućnostima primjena proteza, njihove cijene i jednostavnosti konstrukcije postigao bi se konstruiranjem proteze predviđene za jednostavnu montažu i demontažu od strane korisnika, prema zahtjevima njihovih pojedinih svakodnevnih ili sportskih aktivnosti.

Temeljna razlika između proteza potkoljenica za svakodnevne aktivnosti i sportske proteze je, kako je već spomenuto, u komponenti pete. Da bi se proteza mogla primjeniti kao višenamjenska u svim granama ljudskih aktivnosti, potrebno je omogućiti montažu i demontažu pete proteze potkoljenice.

To je moguće postići na jednostavan način kako je prikazano na slikama 24. i 25.:



Slika 24. 3D model montažne proteze u nacrtu



Slika 25. Izometrijski prikaz 3D modela montažne proteze

Potrebno je napomenuti da je ovaj sklop montažne proteze nedimenzionirana verzija, te je moguće detaljnom analizom uočiti veći broj nedostataka u pojedinim duljinama dijelova komponenata i razmaka između komponenata. Ovo je samo prikaz idejnog rješenja koji zahtjeva detaljnu mehaničku i eksperimentalnu analizu prije definiranja konačne geometrije oblika i dimenzija.

Materijal pete proteze potkoljenice, u slučaju kompozitnih proteza, ne mora biti od istog, skupog karbonskog kompozitnog materijala jer se od komponente pete očekuje drugačiji odziv nego od komponente prstiju. Moguće je izvršiti analizu i odabrati jeftinije materijale, koji uz to mogu biti krući od karbona, a i do određene mjere teži.

6. ZAKLJUČAK

Izbor proteza potkoljenica za svakodnevnu primjenu, na svjetskom tržištu, nikako nije uzak i ima dosta prostora za odabir rješenja pojedinog korisnika. Ipak, prema dosad provedenim istraživanjima i reakcijama korisnika, ne postoji idealno rješenje koje zadovoljava sve korisnike čak ni kada oni trebaju protezu za istu namjenu i istu razinu opterećenja. To je posljedica različitosti svakog ljudskog tijela, te svaka proteza zahtjeva određenu adaptaciju prema profilu tijela korisnika. Bionička tehnologija, koja je najmoderniji konstrukcijski sustav, ima veliki potencijal za svoju primjenu, no zasad još ne pokazuje toliko značajne prednosti koliko je zahtjevna za proizvodnju i isto tako cijenu same proteze.

Sportske proteze su dosad pokazale vrlo dobre rezultate u svojoj primjeni, pri čemu je glavni nedostatak što pokrivaju jako mali spektar tržišta i što nisu dovoljno prilagođene svim vrstama njihovih korisnika. Postoji dosta prostora za prilagodbu proteza unilateralnim korisnicima pomoću regulacije mase, momenta inercije i nekih oblikovnih prilagodbi. Same proteze zasad se izrađuju samo u *gotovoj* verziji te ne postoji mogućnost njihove prilagodbe tijekom trenažnog procesa, što je također nedostatak, koji je moguće riješiti raznim adaptivnim dimenzijama. Neke od tih mogućih adaptacija dimenzija, koje bi korisnik mogao provoditi sam, bi pomogle i u primjeni jednog tipa proteze većem krugu korisnika, što bi naravno komercijaliziralo njihovu upotrebu.

Za korisnike koji si ne mogu priuštiti skupe karbonske proteze, eksperimentalno su se čelične proteze od čelika za lisnate opruge pokazale kao rješenje koje podnosi zadana opterećenja. Još nije provedena analiza njihovih mogućnosti kao natjecateljski kompetetnih, ali iz teorijskih pretpostavki postoje neka rješenja koja mogu njihove performanse približiti zahtjevanim.

Sportske proteze se također susreću s problemom ne primjenjivosti u svakodnevnom životu, što je nedostatak na kojem se (prema izvorima literature) jako malo radi. Prostora za njihovu adaptaciju postupcima jednostavne montaže i demontaže komponente pete, ili nekih drugih dijelova, ima jako puno. U radu je prodložen jedan koncept montaže pete koji, prije iznošenja zaključaka o primjenjivosti, zahtjeva detaljnu geometrijsku i biomehaničku analizu. Potrebno je obratiti pozornost na dimenzije koje će garantirati da ne dođe do dodira između komponente pete i komponente prstiju prilikom deformacije, te isto tako na dimenzije koje će osigurati stabilnost i pravilan i nesmetan hod za vrijeme potpuno montirane proteze. Također, moguće je predložiti i razmotriti i druge načine montaže pete koji ovdje nisu analizirani, a potencijalno bi bili izvedivi i primjenjivi.

7. Literatura

- [1] <http://www.hdfm.com/edukacija/normalan-hod.pdf>, Miklić P.
- [2] Ossur prosthetics catalog, 2014./2015.
- [3] Calumet orthopedic & prosthetic co., Vol.18 No.1, Spring 2007.
- [4] Prosthetics, Ortoped, February 2012.
- [5] <http://www.ottobock.hr/>, Protetika, 4.2.2017. i 6.2.2017.
- [6] <http://orthopaedics.proteor.com/>, Prosthetics, Feet, 5.2.2017.
- [7] http://rslsteeper.com/uploads/files/163/lower_limb_catalogue_web.pdf, 6.2.2017.
- [8] Segal A.D., Orendurff M.S., Klutte G.K., McDowell M.L., Pecoraro J.A., Shofer J., Czerniecki J.M., "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees", JRRD, Vol. 43, No. 7, pp. 857-880
- [9] Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K., "Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below-knee amputees using different prosthetic feet", Journal of prosthetics and orthotics, Vo. 1, Nu. 1, pp. 24-31
- [10] Bruggemann G.P., Arampatzis A., Emrich F., Potthast W., "Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprint protheses", Sports Technology, No. 4-5, pp. 220-227
- [11] Jurčević Lulić T., Materijali sa predavanja kolegija "Biomehanika A", Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, Ak. godina 2015./2016.