

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Marin Štefanec

**UČINKI OVALNIH ZOBNIKOV NA
IZBRANE BIOMEHANSKE PARAMETRE
MED KOLESARJENJEM**

Diplomska naloga

Izola, september 2017

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija

APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**UČINKI OVALNIH ZOBNIKOV NA
IZBRANE BIOMEHANSKE PARAMETRE
MED KOLESARJENJEM**

Diplomska naloga

MENTOR
Doc. dr. Borut Fonda

Avtor
MARIN ŠTEFANEC

Izola, september 2017

Ime in PRIIMEK: Marin ŠTEFANEC.

Naslov diplomske naloge: Učinki ovalnih zobnikov na izbrane biomehanske parametre med kolesarjenjem.

Kraj: Izola.

Leto: 2017.

Število listov: 48.

Število slik: 14.

Število tabel: 1.

Število prilog: 0.

Št. strani prilog: 0.

Število referenc: 73.

Mentor: doc. dr. Borut Fonda.

Somentor:

UDK:

Gljučne besede: mehanska učinkovitost, tehnika poganjanja, kotna hitrost gonilke, oblika zobnikov.

Povzetek: Porast popularnosti kolesarjenja in trenutna družbena mentaliteta nas usmerjata k izboljšanju in omogočanju, kar se da učinkovite interakcije posameznika s svojim okoljem. Ena izmed spremenljivih komponent, ki bi potencialno lahko vplivala na zmogljivost kolesarja so zobniki. Kolesarski svet pozna ovalne zobnike že dobro stoletje, kljub temu pa so uporabljeni zgolj v manjši meri. Eden izmed možnih razlogov neuporabe bi lahko bilo tudi pomanjkanje konsistentnih dokazov o njihovi učinkovitosti. Namen naloge je preučitev vpliva ovalnih zobnikov podjetja AbsoluteBlack na mehansko učinkovitost poganjanja, velikost sile rezultante in spreminjanje kotne hitrosti gonilke skozi celoten obrat. Omenjeno smo preučili s pomočjo raziskave s 14-dnevno fazo adaptacije in 12. naključno razdeljenimi subjekti znotraj dveh skupin ob ponovljenih merjenjih. Statistična analiza je prikazala značilno povišanje koeficienta variacije kotne hitrosti gonilke ($p < 0,01$) ob uporabi ovalnih zobnikov, medtem ko so ostali parametri v odvisnosti od tipa zobnikov ostali nespremenjeni ($p > 0,05$). Naloga ovrednoti ovalne zobnike omenjenega podjetja kot neuporabno alternativo konvencionalnim zobnikom, kljub temu, da so subjekti poganjanje pedal z ovalnimi zobniki v povprečju označili kot bolj udobno.

Name and SURNAME: Marin ŠTEFANEČ.

Title of bachelor thesis: Oval chainring effect on biomechanical parameters in cycling.

Place: Izola.

Year: 2017.

Number of pages: 48. Number of pictures: 14. Number of tables: 1.

Number of enclosures: 0. Number of enclosure pages: 0.

Number of references: 73.

Mentor: doc. dr. Borut Fonda.

Co-mentor:

UDC:

Key words: effectiveness, pedalling technique, crank angular velocity, chainring shape.

Abstract: The rising popularity of cycling and our mentality are both contributing factors to the need for constant improvements and work done in the field of maximizing the interaction between individuals and their environment. Among many variables of bicycle components, chainrings are one of them and their modification may lead to performance improvements. Oval chainrings have been known for over a century, yet still their usage is in minority. One of the reasons for the minimal usage might be the lack of evidence consistently supporting their benefits. The aim of this research is to study the effects of AbsoluteBlack oval chainrings on pedalling effectiveness, resultant force and variation of crank angular velocity throughout the entire crank revolution. For this purpose, we conducted experimental research with a 14-day adaptation phase on 12 mixed gender participants. They underwent a crossover study after they were randomly selected in one of the two groups. Statistical analysis showed significant increase ($p < 0,01$) in crank angular velocity variation coefficient due to the oval chainring effect. Other parameters had no changes ($p > 0,05$) due to the chainring effect. This research evaluates aforementioned chainrings as a useless alternative to conventional chainrings, even though subjects assessed oval chainrings as a more comfortable counterpart on average.



UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE
FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE
FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper

Tel.: (+386 5) 611 75 70

Fax: (+386 5) 611 75 71

www.famnit.upr.si

info@famnit.upr.si

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

Titov trg 4, SI – 6000 Koper

Tel.: + 386 5 611 75 00

Fax.: + 386 5 611 75 30

E-mail: info@upr.si

<http://www.upr.si>

IZJAVA O AVTORSTVU DIPLOMSKE NALOGE

Podpisani Marin Štefanec študent dodiplomskega študijskega programa 1. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je diplomska naloga z naslovom "Učinki ovalnih zobnikov na izbrane biomehanske parametre med kolesarjenjem",

- rezultat lastnega dela,
- so rezultati korektno navedeni in
- nisem kršil/a pravic intelektualne lastnine drugih.

Soglašam z objavo elektronske verzije diplomske naloge v zbirki »Dela UP FAMNIT« ter zagotavljam, da je elektronska oblika diplomske naloge identična tiskani.

Podpis študent/ke:

V Izoli, dne 5.9.2017

ZAHVALA

Zahvaliti se želim svojemu mentorju dr. Fondi za vso pomoč, ki mi jo je nudil ob izdelavi diplomske naloge. Prav tako za odgovore na vsa vprašanja s katerimi sem lažje razumel in vstopil v znanost na področju kolesarstva.

Hvala vsem profesorjem, ki so s svojim znanjem omogočali moj akademski razvoj. Izpostavljam profesorja dr. Šarabona in asistenta Roškerja, ki sta me s svojim znanjem in pristopom naučila ogromno, obenem pa pomembno vplivala na odločitve o nadaljnjem izobraževanju.

Družini se zahvaljujem za ves trud in potrpežljivost, katero so bili primorani razviti ob meni. Hvala, da mi omogočate razvoj na vseh področjih – brez vas, bi bila ta pot neizvedljiva.

KAZALO VSEBINE

1	UVOD.....	1
1.1	Kolesarstvo.....	3
1.2	Biomehanika kolesarstva.....	4
1.2.1	Človek kot stroj.....	4
1.2.2	Mehanska učinkovitost.....	5
1.2.3	Ozadje ovalnih zobnikov.....	9
1.3	Faktorji vpliva na biomehanske parametre.....	10
1.3.1	Utrujenost.....	11
1.3.2	Tehnika poganjanja pedal.....	11
1.3.3	Frekvenca poganjanja pedal.....	12
1.3.4	Obremenitev.....	13
1.3.5	Položaj telesa.....	14
1.3.6	Motorična naloga.....	16
2	METODE MERJENJA.....	17
2.1	Namen naloge.....	17
2.2	Preiskovanci.....	17
2.3	Protokol raziskave.....	18
2.4	Merilni postopki.....	19
2.4.1	Forped.....	22
2.5	Obdelava podatkov.....	23
2.6	Statistična obdelava.....	24
3	REZULTATI.....	26
3.1	Indeks učinkovitosti celotnega obrata.....	26
3.2	Indeks učinkovitosti v fazi potiska.....	27
3.3	Indeks učinkovitosti v fazi dviga.....	28
3.4	Rezultanta sil.....	29
3.5	Variacija kotne hitrosti gonilke.....	30
4	DISKUSIJA.....	32
5	LITERATURA.....	35

KAZALO SLIK

Slika 1: Analogen prikaz obrata gonilke.	2
Slika 2: Glavne delujoče sile na gonilko.	6
Slika 3: Nihanje učinkovitih in rezultante sil skozi obrat.	7
Slika 4: Nihanje moči gonilnega sistema med obratom.	8
Slika 5: Odnos med hitrostjo mišične kontrakcije in zmožnostjo produkcije sile. ...	10
Slika 6: Časovni razpored eksperimentalnega dela.	19
Slika 7: Vpeto kolo pred meritvijo.	21
Slika 8: Uporaba VAS lestvice.	22
Slika 9: Pedal Forped.	23
Slika 10: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti skozi celoten obrat.	27
Slika 11: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti v fazi potiska.	28
Slika 12: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti v fazi dviga.	29
Slika 13: Povprečna skupna sila proizvedena na pedal ob različnih intenzivnostih.	30
Slika 14: Povprečen koeficient variacije kotne hitrosti gonilke ob različnih intenzivnostih.	31

TABELA KRATIC

Kratice	Opis kratice
RPM	obrati gonilke na minuto (kadenca)
P	označevanje obremenitve s proizvedeno močjo (P) v Wattih (W)
n	število subjektov v raziskavi
M	navor (Nm)
r	dolžina gonilke (m)
ZMT	zgornja mrtva točka
SMT	spodnja mrtva točka
IU	indeks učinkovitosti (%)
F	oznaka za silo (N)
F_x, F_y, F_z	oznake za sile v treh različnih smereh vektorskega prostora
CA	naklon gonilke
PA	naklon pedala
KHG	kotna hitrost gonilke

1 UVOD

Po podatkih javnomnenjskih raziskav je v letu 2013 vsaj enkrat v obdobju enega meseca kolesarila polovica Evropejcev, okrog 12% pa jih je kolesarilo dnevno (Directorate-General for Mobility and Transport, 2013). Na pozitivne spremembe v prid kolesarjenja prav tako kaže statistika iz Velike Britanije, kjer je skupna prevožena razdalja na kolesu v zadnjem desetletju porasla za slabo četrtno, podatki iz leta 2015 pa prikazujejo večje število kupljenih koles, kakor na novo registriranih avtomobilov (German, 2017). Porast popularnosti kolesarjenja in trenutna družbena mentaliteta nas usmerjata k izboljšanju in omogočanju, kar se da učinkovite interakcije posameznika s svojim okoljem.

Z namenom izboljšanja omenjene interakcije se v kolesarski sferi prilagaja tako infrastrukturo, kot tudi posamezne komponente kolesa v kolikor je to mogoče (npr. višina in naklon sedeža, položaj krmila, dolžina gonilke in oblika zobnikov). V športu je eden izmed pomembnih dejavnikov dobrega rezultata optimizacija vseh deležnikov, ki bi lahko pomembno vplivali na doseganje le – teh. Posledično lahko predvsem znanost s svojimi dognanji omogoči prehod zmogljivosti posameznika na novo, višjo raven in na terenu odpira vrata za postavljanje novih mejnikov. Na področju ovalnih zobnikov lahko prve navedbe zasledimo že leta 1896 (Sharp, 1896), nakar se je njihova uporaba kazala v manjši meri. Zanimanje so vzbudili predvsem po odmevnih rezultatih doseženih ob uporabi zobnikov podjetja O'symetric (Nice, Francija) s katerimi sta Bradley Wiggins na prvem in Christopher Froome na drugem mestu osvojila Dirko po Franciji leta 2012. Morebitno prednost ob uporabi še dodatno potrjuje Froome, ki je z njimi kasneje osvojil še štiri izmed zadnjih petih dirk omenjenega tekmovanja (McMahon, 2016). Kot možne dejavnike neuporabe bi lahko hipotetično navedli pomanjkanje konsistentnih empiričnih dokazov, občutek nelagodja ob poganjanju pedal in množična uporaba okroglih zobnikov, kar se med drugim kaže tudi v že predhodno nameščenih okroglih zobnikih na večini novo kupljenih koles.

Cilj ovalnih zobnikov je med drugim tudi spreminjanje (bodisi povečanje ali zmanjšanje) kotne hitrosti gonilke (*KHG*) v željenih fazah obrata gonilke (Hintzy, Grappe in Belli, 2016). Posledično bi se naj gonilka nahajala več časa v območju obrata, kjer je posameznik sposoben proizvesti več sile (med 1. in 5. uro v kolikor

se orientiramo glede na analogno uro – Slika 1) in manj časa v delu, kjer je mehanska učinkovitost slabša (med 5. in 7. uro ter 11. in 1. uro). V preteklosti učinkovitost kolesarja v odvisnosti od tipa zobnikov skozi študije ne prikazuje značilnega vpliva ob analizi fizioloških parametrov (Bini & Dagnese, 2012; Cordova, Latasa, Seco, Villa & Rodriguez-Falces, 2014; Hull, Williams, Williams & Kautz, 1992) ter ravno nasprotno – konsistentne spremembe v tehniki poganjanja (Bini & Dagnese, 2012; Carpes, Dagnese, Mota & Stefanyszyn, 2009) in učinkovitosti (Hintzy idr., 2016; Hintzy & Horvais, 2016). Ob primerjavi vpliva zobnikov na izbrane parametre je pomembno zavedanje individualnih razlik med različnimi proizvajalci ali tipi zobnikov. Slednji se razlikujejo glede na ovalnost, postavitev in usmerjenost gonilke, kar posledično lahko vpliva na njihovo uporabnost ali prilagojenost zgolj posameznikom, katerim zaradi specifičnih antropometričnih ali mehko tkivnih lastnosti odgovarja zgolj določen tip zobnikov. Omenjeno delno potrjuje tudi raziskava Strutzenbergerjeve, Wunscha, Kroella, Dastlove in Schwamederja (2014), ki navajajo spremembe v dinamiki in kinematiki spodnjih okončin šele ob kolesarjenju z zobniki določene ovalnosti (tj. razmerje med najmanjšim in največjim premerom zobnika). Ker je njihova prednost jasna in razumljiva v teoriji (Malfait, Storme & Derdeyn, 2010; Rankin & Neptune, 2008), nekoliko manj pa izražena v praksi je nadaljnje preučevanje njihove uporabnosti smiselno podkrepjeno.

Slika 1: Analogen prikaz obrata gonilke.



1.1 Kolesarstvo

Kolesarstvo je eden izmed edinstvenih športov, kjer se delo posameznika manifestira posredno – zgolj kot motor. Je oblika gibalne aktivnosti, ki ob različnih intenzivnostih vpliva na delovanje srčnožilnih, dihalnih in presnovnih funkcij ter pozitivno učinkuje na zdravstveno stanje posameznika (Oja idr., 2011). Med kolesarjenjem so v manjši meri aktivne mišice trupa in zgornjih okončin, medtem ko se večino mišičnega dela opravi preko mišično-tetivnih kompleksov spodnjih okončin. Povezava kolesarja in kolesa deluje preko energije proizvedene predvsem s spodnjimi okončinami prenesene na kolo preko pedal. Izboljšanje učinkovitosti omenjene interakcije smiselno podpira tako področje športa kot tudi kolesarstvo, kot enega izmed načinov transportacije. Langer (2017) navaja kot kategorije cestno, gorsko, dirkališčno, ciklokros, fitnes in triatlonsko kolesarjenje, ki se med seboj razlikujejo tako po vrsti koles, sistemu čevljev in pedal, kot tudi po položaju telesa. Ker je kolesarjenje na področju vrhunškega športa pogosto medijsko bolj izpostavljeno, je pomembno predvsem zavedanje in ozaveščanje o slednjem kot načinu transportacije, ki je v ozadju močno podprt z ekološko politiko in strategijami zmanjševanja onesnaženosti ozračja ter sočasnimi pozitivnimi učinki na kazalnike zdravja.

Politika Evropske unije ne umešča aktivnega transporta kot zelo pomembnega izmed dejavnikov, ki pozitivno učinkujejo na uresničevanje katere izmed strategij uporabljenih na področju trajnostnega razvoja in javnega zdravja (Commission of the European Communities, 2009). Posledično je poudarek na razvoju omenjenega načina transporta med državami članicami različen (Department for Transport & Department of Health, 2010). Pomembnost širjenja in prevzemanja samopobude v povezavi z aktivnim transportom v lastnem okolju so v svojem članku prikazali Woodcock idr., (2009), ki kot posledico zmanjšane uporabe motornih vozil in povečane prehojene ali prekolesarjene razdalje navajajo znižano lokalno onesnaženost ozračja ter prevalenco telesne neaktivnosti in z njo povezanih kroničnih nenalezljivih obolenj. Tako onesnaženost kot nivo telesne neaktivnosti, oba predstavljata pomembna dejavnika kvalitete zdravstvenega stanja izbrane populacije.

Kljub upadu nivoja gibalne aktivnosti, ki se pojavlja v zadnjih letih v mnogih državah (Fraser & Lock, 2011) pa so njeni učinki na zdravje dobro preučeni. Kolesarjenje kot oblika aktivnega transporta znižuje prevalenco debelosti, tveganje za pojav srčnožilnih obolenj, sladkorne bolezni tipa dva, hipertenzije, obenem pa izboljšuje fizično pripravljenost posameznika (Bassett, Pucher, Buehler, Thompson & Crouter, 2008; Gordon-Larsen idr., 2009; Lindström, 2008). Oja idr. (2011) še nekoliko bolj specifično, kot posledico kolesarjenja navajajo znižano smrtnost, pojavnost in umrljivost zaradi rakavih obolenj.

1.2 Biomehanika kolesarstva

Biomehanika predstavlja vedo, ki povezuje naravoslovne in tehniške znanosti; povezuje področja anatomije, fiziologije in biologije s področjem mehanike in znanostjo strojništva. Kolesar predstavlja kombinacijo človeka in stroja, obenem pa je posnemanje in preučevanje kolesarjenja ob različnih pogojih v laboratoriju relativno enostavno (Broker, 2003). Omenjeno zagotovo predstavlja pomemben dejavnik, ki strokovnjake s področja že desetletja usmerja k raziskovanju tega športa.

Izmed različnih parametrov, ki kvantificirajo biomehaniko kolesarjenja, bomo v naši raziskavi omenjeno področje preučili na podlagi analize indeksov učinkovitosti (*IU*), rezultante sil proizvedenih na pedal in KHG.

1.2.1 Človek kot stroj

Področje strojništva označuje gonilo kot povezavo pogonskega in delovnega stroja, ki prenaša moč ter prilagaja vrtilni moment (navor) in vrtilno frekvenco zahtevam delovnega stroja (Ren & Glodež, 2011). V kolikor na mesto pogonskega stroja postavimo človeka, na mesto delovnega stroja kolo in gonilni sistem kolesa kot njuno povezavo si s pomočjo strojnih elementov smiselno prikažemo razmerje med kolesarjem in kolesom. Obratovalne karakteristike kolesarjenja so podobne

karakteristikam motornega vozila, ki razpolaga s spreminjajočim navorom in frekvenco.

Navor na gonilni osi določamo z enačbo $M = F \times r$. Spremenljivka F označuje komponento sile (N), ki je pravokotno usmerjena na gonilko, medtem ko r predstavlja dolžino gonilke v metrih.

Vožnjo po ravnini večino časa zaznamujejo velike vrtilne frekvence in majhni navori, medtem ko vožnjo navkreber ali speljevanje zaznamujejo manjše vrtilne frekvence in večji navor (Ren & Glodež, 2011). Podoben koncept obratnega sorazmerja praviloma opazimo pri kolesarjenju, kjer so na ravnini ob višji kadenci proizvedene sile nižje, pri vožnji v hrib pa so ob nižji kadenci proizvedene sile višje (Mognoni & di Prampero, 2003).

Posledica trenja med posameznimi elementi gonilnega sistema je izguba moči. Zaradi izgub, ki nastanejo pri prenosu moči iz gonilke na zadnje kolo je moč gonilnega dela nekoliko večja, kakor moč gnanega dela. Slednjo lahko zaradi vpliva več dejavnikov, ki se med posameznimi gonilnimi sistemi razlikujejo natančno določimo zgolj z ustreznimi meritvami na gonilu (Ren & Glodež, 2011). Moč gnanega dela tako predstavlja zadnjo stopnjo, ki neposredno kvantificira mehansko učinkovitost kolesarja. V našem primeru je moč produkt navora in KHG (spremembe kota v časovni enoti), izražena v Wattih (W).

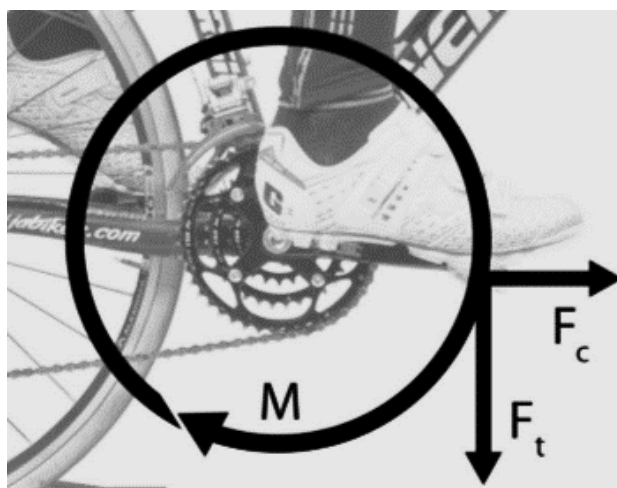
1.2.2 Mehanska učinkovitost

Mehanska učinkovitost (ang. "effectiveness") in metabolna učinkovitost (ang. "efficiency"), pogosto uporabljena pojma v kolesarski sferi predstavljata različna parametra s katerima lahko relativno označimo produktivnost kolesarja. Mehansko učinkovitost lahko definiramo kot proces proizvajanja sil (neodvisno od energijske porabe) na pedal v optimalni smeri in je ena izmed pomembnih komponent učinkovitih in praviloma treniranih kolesarjev. Pogosto jo označujemo z indeksi učinkovitosti, katere izračunamo s pomočjo razmerij med tangencialno in skupno silo, proizvedeno na pedal v posameznih fazah ali celotnem obratu (Bibbo, Conforto, Bernabucci, Schmid & D'Alessio, 2009; Zameziati, Mornieux, Rouffet &

Belli, 2006). *Metabolna* učinkovitost v absolutnem smislu prikazuje mehansko delo v odvisnosti od energijske porabe in jo v kontekstu kolesarjenja pogosto označujemo kot razmerje proizvedene moči in porabe kisika (Gaesser & Brooks, 1975).

Edina učinkovita – tangencialna sila, proizvedena v smeri osi pedala in pravokotno na ročico gonilke je največja v bližini horizontalnega položaja obeh ročic ter najmanjša ob vertikalnem položaju slednjih (Strutzenberger idr., 2014). V kontekstu kolesarjenja vertikalni položaj gonilke pogosto označujemo kot zgornjo (za zgornji pedal – ZMT) in spodnjo (za spodnji pedal – SMT) mrtvo točko. V kolikor govorimo o stopinjah obrata, se najučinkovitejša faza poganjanja pojavi ob poziciji ročice gonilke v bližini 90° , mehansko najmanj učinkoviti pa sta poziciji v bližini ZMT in SMT – v bližini 0° in 180° . Natančneje, bi naj navor dosegel najvišjo vrednost v bližini položaja gonilke pri 100° (Broker, 2003). Za lažje razumevanje bomo sile, ki delujejo na pedal definirali s pomočjo Slika 2. Ob znanem naklonu pedala glede na ročico gonilke lahko sile razdelimo na učinkovite in neučinkovite; tiste, usmerjene pravokotno na ročico lahko označimo kot *učinkovite*, medtem, ko so sile usmerjene vzporedno z ročico, kot posledica mišičnega dela *neučinkovite* in ne pripomorejo k obratu gonilke (Broker, 2003). Delitev sil glede na učinkovitost je mogoča zgolj znotraj teoretičnih okvirjev, saj se v realnih pogojih obe komponenti pojavita znotraj sile rezultante (njena velikost in usmerjenost je ob razčlenitvi odvisna od sil v vseh treh smereh vektorskega prostora). Ker enačba navora vsebuje produkt dolžine ročice in pravokotne sile na njo je zgolj tangencialna komponenta rezultante sil tista, ki vpliva na proizveden navor.

Slika 2: Glavne delujoče sile na gonilko.

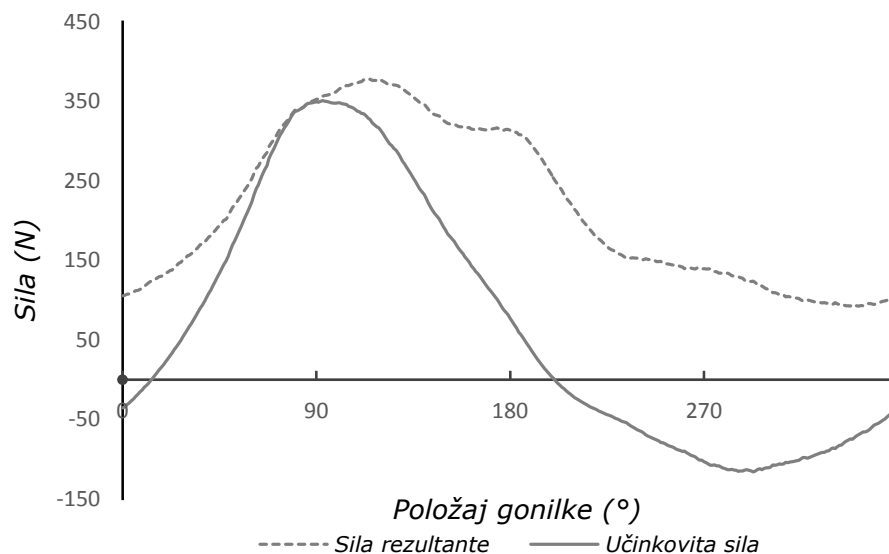


Vir: Fonda (2010) – z dovoljenjem.

Razvidno iz Slika 3, je učinkovito predvsem območje med 50° in 140° , manj učinkoviti pa so ostali deli obrata. Iz vidika mehanike bi proizvodjanje zgolj tangencialnih sil predstavljalo idealen scenarij poganjanja pedal (Bertucci, Grappe, Girard, Betik & Rouillon, 2005; Bini, Hume, Croft & Kilding, 2013). Ob analizi skupnega navora pedal je potrebno zavedanje, da slednji v vsakem trenutku predstavlja seštevek navorov obeh pedalov (fazo potiska na prednjem in fazo dviga (vleka) na zadnjem pedalu; Broker, 2003) – glej Slika 4. S pomočjo omenjenega lahko obrat gonilke razdelimo v posamezne faze na podlagi klasifikacije Fonde (2010):

- prva oz. *aktivna* faza (0° - 180°);
- druga oz. *pasivna* faza (180° - 360°);
- tretja oz. *prehodna* faza ($\pm 5^\circ$ od 0° in 180°).

Slika 3: Nihanje učinkovitih in rezultante sil skozi obrat.

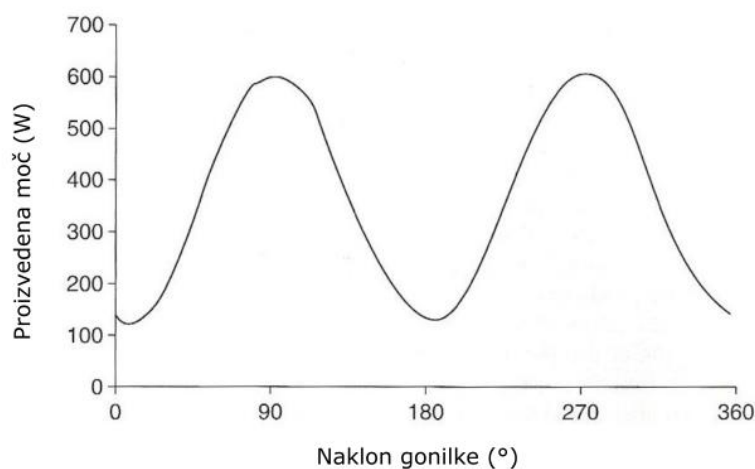


Primer proizvedenih sil na pedal enega izmed subjektov.

Ker večino kinematike spodnjih ekstremitet praviloma poteka v bočni ravnini so med poganjanjem aktivne predvsem upogibalke in iztegovalke kolka, kolena in zgornjega skočnega sklepa. *Faza potiska* (prva faza) v kateri je prisoten največji delež učinkovitih sil predstavlja glavno propulzijsko komponento med kolesarjenjem, medtem, ko *faza dviga* (druga faza) iz mehanskega vidika predstavlja neučinkovit del obrata (Bini & Rossato, 2014). Kljub prvotnem

poimenovanju (pasivna faza - Fonda, 2010) pa faza sama ni popolnoma pasivna, saj se v primeru poganjanja s čevlji na vpetje tudi tukaj pojavljajo propulzivne sile. Broker (2003) fluktuacijo moči med različnimi fazami obrata lepo prikaže na Slika 4, kjer je med kolesarjenjem na cestnem kolesu v kontroliranih pogojih (število subjektov v raziskavi (n) = 17, obremenitev (P) = 350 W, obrati gonilke na minuto (RPM) = 90) razvidno nihanje med 600 W in 110 W (aktivna in pasivna faza – v enakem zaporedju). Tretja oziroma prehodna faza predstavlja območje najnižje moči, katere moč je posledica predvsem predhodno ustvarjenega momenta.

Slika 4: Nihanje moči gonilnega sistema med obratom.



Vir: Prirejeno po Broker (2003).

Zrcaljenje moči (pojav dveh zelo podobnih najvišjih in najnižjih točk na Slika 4) v sklopu enega obrata je posledica že omenjenega mehanizma, kjer se skupen navor kaže kot seštevek navora obeh gonilk. Med poganjanjem pedal je gibanje spodnjih ekstremitet sicer različno, vendar zrcalno zaradi medsebojne odvisnosti obeh pedal. Enak gib se na nasprotni nogi pojavi s 180° zamikom. Pozitivna posledica tega je vzpostavljanje visokih vrednosti moči kadar je zgolj ena komponenta gonilnega sistema v optimalnem položaju – fazi potiska, druga pa se nahaja v mehansko manj učinkoviti fazi dviga. Slabost medsebojne odvisnosti pa predstavlja prehodna faza, ki onemogoča solidno mehansko učinkovitost, saj se kraka gonilke nahajata v vertikalni legi, ki mišično-skeletni sistem obeh spodnjih okončin postavlja v neugoden položaj za razvoj mehansko učinkovite sile.

Lažjo predstavo o deležu učinkovitih in neučinkovitih sil omogoča Slika 3. Na velikost neučinkovite komponente (centrifugalno ali centripetalno silo) med drugim vpliva tudi spodnja okončina s svojo maso povsod z izjemo ob praktično horizontalnem položaju gonilk, kjer njena masa deluje v tangencialni smeri. Neptune in Herzog (2000) tako navajata, da se ob kolesarjenju pri 90 RPM neučinkovite sile pojavljajo predvsem kot posledica gravitacije in vztrajnostnega momenta. Ob redukciji omenjenih komponent iz skupne sile na pedal, so se izničile tudi neučinkovite sile.

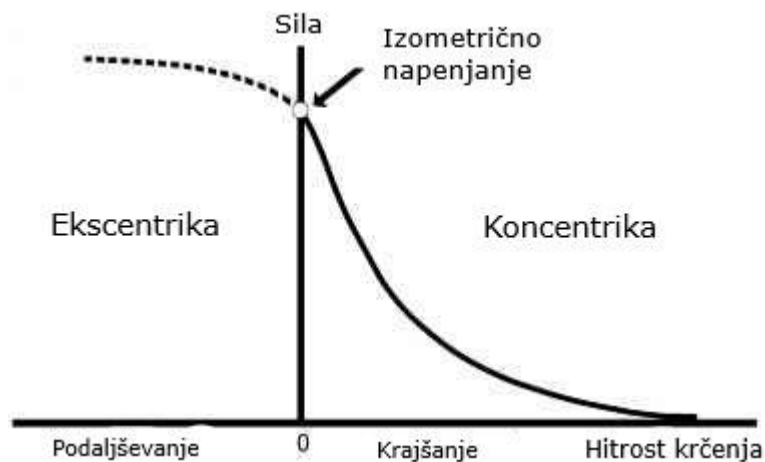
Velikost in usmerjenost rezultante sil se spreminjata skozi celoten obrat. Medtem, ko velikost označuje sposobnost kolesarja za proizvodnjo sile, pa usmerjenost rezultante določa njeno uporabnost. Mehansko učinkovita sila je torej posledica interakcije tehnične komponente in sposobnosti za proizvodnjo sile ter predstavlja enega izmed kazalnikov uspešnosti (Broker in Gregor, 1996).

1.2.3 Ozadje ovalnih zobnikov

Namen ovalnih zobnikov je tako izboljšanje pogojev za največjo produkcijo sile v bolj učinkoviti fazi obrata (fazi potiska) in zmanjšanje negativnih učinkov obeh mrtvih točk. Omenjeno dosežejo s pomočjo spreminjanja radija zobnika in posledično ročice, preko katere se poganja veriga skozi celoten obrat (Strutzenberger idr., 2014). Ročica poganjanja verige konstantno narašča ob prehodu gonilke iz vertikalnega v horizontalen položaj, kar posledično omogoča večji navor gonilne osi ob proizvodnji enake sile. Omenjena faza praviloma omogoča kolesarju več tangencialnih sil, kar predstavlja pomemben dejavnik propulzije (Carpes idr., 2009; Horvais, Samozino, Zameziati, Hautier & Hintzy, 2007; Peiffer & Abbiss, 2010). Kot pomembno karakteristiko ovalnih zobnikov Horvais idr. (2007) navajajo zmanjšanje KHG v fazi potiska. Podobno navajata v svoji teoretični študiji Rankin in Neptune (2008), ki povečano moč gonila pripisujeta zmanjšanju KHG v aktivnem delu obrata, kar omogoča produkcijo večjih sil dalj časa. Posledica omenjenega je prav tako hitrejši prehod skozi naslednjo mehansko manj učinkovito fazo (Strutzenberger idr., 2014), ko sta gonilki v bližini vertikalne postavitev. Nižja KHG rezultira z nižjo hitrostjo kontrakcije mišic, kar sovpada s krivuljo sila-hitrost (glej Slika 5) in vsaj teoretično omogoča boljše pogoje za

proizvedbo višjih sil. Ker je večina propulzivnih sil ob poganjanju ustvarjenih s koncentričnimi kontrakcijami mišic (Bijker, Groot & Hollander, 2002), se osredotočamo na desno stran prikazanega grafa (ekscentrične kontrakcije se pojavljajo samo kot optimizacijski dejavnik tehnike; Connick & Li (2012)).

Slika 5: Odnos med hitrostjo mišične kontrakcije in zmožnostjo produkcije sile.



Vir: Prirejeno po Barnard Health Care (2017).

1.3 Faktorji vpliva na biomehanske parametre

Dejavniki, ki vplivajo na biomehaniko kolesarjenja predstavljajo tako trenerjem, kot tudi kolesarjem pomembno informacijo o njihovi učinkovitosti, obenem pa so dober napovednik za potencialen nastanek poškodb, kot posledico kumulativne obrabe posameznih struktur organizma.

Najpogosteje navedeni dejavniki so kadenca, treniranost kolesarja, obremenitev, geometrija kolesa, mišična utrujenost in položaj telesa (Bini idr., 2013; Castronovo, Conforto, Schmid, Bibbo & D'Alessio, 2013). Razen pogosto omenjenih in preučeni, pa lahko hipotetiziramo, da so alternativni in manj preučeni lahko tudi dejavniki kot npr. okolje, tehnika poganjanja ali pa stopnja prilagojenosti posameznika na spremenjeno zahtevo poganjanja.

1.3.1 Utrujenost

Korelacija utrujenosti in uspešnosti športnega rezultata je nedvoumna. Sposobnost vzdrževanja visokih sil dalj časa je iz živčno-mišičnega stališča omejena in se med trajanjem aktivnosti pojavi kot posledica upada kontraktilnih lastnosti mišičnega tkiva ter vzdraženosti mišičnega tkiva in centralnega živčnega sistema (Castronovo idr., 2012; Lepers, Maffiuletti, Rochette, Brugniaux & Millet, 2002).

Sanderson in Black (2003) sta v svoji raziskavi ($n = 12$, $P = 80\%$, $RPM = 90$) opazila kinetične spremembe, kot posledico pojava utrujenosti. Trenirani kolesarji so ob predhodno določeni najvišji moči in konstantni kadenci obremenilni test izvajali do odpovedi. Med prvo in zadnjo minuto testa se je pomembno zvišala najvišja, in znižala najnižja proizvedena sila na pedal. Dorel, Drouet, Couturier, Champoux in Hug (2009) opazijo podobno zvišanje, ne pa tudi znižanje najnižjih sil ($n = 10$, $P = 80\%$, subjektiven RPM). Spremenjena gladkost poganjanja kaže na manj učinkovito tehniko kolesarjenja ob utrujenosti. Sklepano po vzročno-posledičnem razmerju, je posameznik manj učinkovito fazo dviga in/ali prehodno fazo moral kompenzirati z večjo učinkovitostjo v fazi potiska, da je lahko obdržal svojo povprečno moč. Kljub spremenjenemu nihanju proizvedenih sil pa IU ob utrujenosti ostaja nespremenjen (Bini & Diefenthaler, 2010; Diefenthaler, Bini, Carpes & Vaz, 2007; Dorel idr., 2009; Sanderson & Black, 2003).

1.3.2 Tehnika poganjanja pedal

Tehniko poganjanja pogosto ocenjujemo s pomočjo kinematičnih analiz sklepov (Bini & Diefenthaler, 2010; Chapman, Vicenzino, Blanch, Dowlan & Hodges, 2008; Hasson, Caldwell & Emmerik, 2008) in spremljanja mišične aktivnosti (Bini idr., 2008; Fonda, 2010), njeno učinkovitost pa ovrednotimo z izračuni mehanske in/ali metabolne učinkovitosti.

Povezavo med mehansko in metabolno učinkovitostjo ob različnih tehnikah poganjanja ter konstantnih pogojih ($P = 200$ W, $RPM = 90$) so preiskovali Korff, Romer, Mayhew in Martin (2007). Preizkusili so štiri tehnike; poljubna tehnika,

poganjanje v krogih, poudarek v fazi potiska in poudarek v fazi dviga. Izmed vseh tehnik so se značilne razlike pokazale zgolj ob poganjanju s poudarkom na fazi dviga – pozitivne spremembe IU in enakomernosti porazdelitve navora skozi celoten obrat ter negativne spremembe na področju metabolne učinkovitosti. Slednje favorizira mišice iztegovalke posameznih sklepov spodnjih ekstremitet kot metabolno bolj učinkovite, obenem pa tehniko s poudarkom na dvigu hipotetizira kot smiselno alternativo ob krajših tekmovalnih pogojih (npr. sprintu). Omenjen pojav znižane metabolne učinkovitosti ob – iz mehanskega vidika – idealni tehniki poganjanja (tudi Mornieux, Stapelfeldt, Gollhofer & Belli, 2008) pa obenem za nepoznavalca lahko prikazuje paradoks, saj zajema delitev učinkovitosti v dve podpoglavji – mehansko in metabolno.

Zanimivo alternativo in potencialen dodatek k treningu predstavlja istočasna povratna informacija o učinkovitosti poganjanja pedal s pomočjo vizualnega prikaza. Raziskave prikazujejo do 55% izboljšanje mehanske učinkovitosti pri nekolesarjih (Hasson idr., 2008; Holderbaum, Guimarães & Petersen, 2007) in do 40% višjo mehansko učinkovitost pri treniranih (Henke, 1998) in rekreativnih kolesarjih (Sanderson & Cavanagh, 1990).

1.3.3 Frekvenca poganjanja pedal

Določanje optimalne kadence iz vidika zagotavljanja najvišje metabolne učinkovitosti kaže visoko stopnjo variabilnosti ob primerjavi rekreativnih in profesionalnih kolesarjev. Rekreativci bi naj iz energijskega vidika najučinkovitejši interval našli med 50 in 65 obrati (Bieuzen, Vercruyssen, Hausswirth & Brisswalter, 2007; Vercruyssen & Brisswalter, 2010; Zameziati idr., 2006), medtem ko bi naj vrhunskim kolesarjem optimum predstavljala faza med 90 in 105 obrati na minuto (Lucía, Hoyos, & Chicharro, 2001).

Candotti idr. (2007) opazijo značilno negativno korelacijo med kadenco in mehansko učinkovitostjo. Rossato, Bini, Carpes, Diefenthaler in Moro (2008) opazijo podoben pojav v svoji raziskavi, kjer ob nižjih kadencah opažajo višji odstotek mehansko učinkovitih sil v fazi dviga. Leirdal in Ettema (2011) ob

preučevanju mehanske in metabolne učinkovitosti, podobno kot ostali opažata upad omenjenih parametrov ob višanju kadence.

1.3.4 Obremenitev

Med višanjem obremenitve se sorazmerno viša tudi skupna sila proizvedena na pedal. To lahko trdimo ob razumevanju osnovnih fizikalnih pogojev kolesarjenja. Za premagovanje določene obremenitve ($P = M \times \omega$) je potreben tako navor, kot tudi določena kotna hitrost. Ker je predvsem navor komponenta, ki je spremenljiva v večji meri brez upada mehanske učinkovitosti je smiselno povečevanje le – tega. Slednji predstavlja produkt tangencialne sile in dolžine ročice, iz česar je razvidno da je za premagovanje višjih obremenitev potrebno sočasno višanje tangencialnih sil. Tukaj vpeljava mehanske učinkovitosti predstavlja pojem, ki označuje pomembnost velikosti tangencialne, in ne skupne sile proizvedene na pedal.

Spremembe v mehanski učinkovitosti med spreminjanjem obremenitve so dobro preučene in konstanto prikazujejo pozitivno povezanost omenjenih kazalnikov. Kautz, Feltner, Coyle in Baylor (1991) v svoji raziskavi pri kolesarjenju ob konstantni kadenci opažajo povečanje mehanske učinkovitosti v fazi dviga med povečevanjem obremenitve. Višja propulzivnost faze dviga kljub temu ni pomembno vplivala na skupno moč, saj je več kot 96% moči ob vseh obremenitvah še vedno proizvedla noga v fazi potiska. Bini in Diefenthaler (2010) v svoji študiji ($n = 11$, subjektivno izbran RPM = [70, 110]) med povečevanjem obremenitve (od 75 do 100% predhodno določene najvišje vrednosti) opažata povečanje skupnega sklepne navora, zgolj kot posledico povečanega navora kolenskega sklepa. Med povečevanjem obremenitve prav tako opažata izboljšano mehansko učinkovitost poganjanja. Enak pojav zasledijo Zameziati idr. (2006), katerih rezultati raziskave na netreniranih kolesarjih ob povečevanju obremenitve prikazujejo pozitivno korelacijo med proizvedeno silo in IU v fazi dviga ter med celotnim obratom. V fazi potiska pa kljub naraščanju proizvedenih sil IU ostaja nespremenjen ($\approx 70\%$). Kljub temu, da se je obremenitev povečevala preiskovanci niso bili sposobni proizvesti višjih učinkovitih sil, brez, da ob tem ne bi pomembno naraščala tudi količina neučinkovitih.

Ob subjektivnem določanju kadence se pojavlja negativna korelacija obremenitve in frekvence poganjanja pedal (Rossato idr., 2008). Nižje kadence predstavljajo nižjo hitrost krčenja mišice, kar glede na krivuljo sila-hitrost (Slika 5) omogoča boljše pogoje za proizvodnjo višjih sil.

1.3.5 Položaj telesa

Položaj telesa lahko na kolesu spreminjamo z ali brez sprememb geometrije kolesa. Brez sprememb geometrije lahko položaj telesa prilagodimo z naklonom trupa, postavitvijo dlani in z kolesarjenjem v sedečem ali stoječem položaju. Prilagoditve položaja kot posledica spremenjene geometrije pa se dogajajo predvsem na račun manipulacije položaja sedeža in krmila. Spremembe geometrije se dogajajo z namenom dolgoročnega izboljšanja metabolne in/ali mehanske učinkovitosti, medtem, ko spremembe položaja telesa ob stalni geometriji pogosto akutno povečajo zmogljivost kolesarja na račun metabolne učinkovitosti.

Normalizirano spreminjanje višine sedeža iz referenčnega položaja ni prineslo pozitivnih akutnih učinkov (Diefenthaler, Bini, Laitano & Mota, 2006). Obratno, Bini, Hume in Crofta (2011a) ob dviga sedeža za 3% iz poljubno izbranega položaja opažajo izboljšanje mehanske učinkovitosti. Konstante so prav tako spremembe v kinematiki kolenskega sklepa ob dvigu sedeža za vsaj 5% (Bini, Hume & Croft, 2011b).

Emanuele, Horn in Denoth (2011) ob spreminjanju položaja trupa iz vzravnanosti v spuščeno držo opazijo zmanjšan obseg giba in večji delež proizvedene moči v kolku ter zmanjšano proizvodnjo moči v kolenskem sklepu. Opažajo tudi značilno zvišanje najnižje radialne sile v vzravnanem položaju. Dorel, Couturier in Hug (2008) v svoji raziskavi opazijo nižjo mehansko učinkovitost faze dviga ob poganjanju v aerodinamičnem položaju. Ob stoječem poganjanju (pogosto prisotno pri kolesarjenju v klanec) se pojavlja do 30% višji navor in do 50% višja skupna sila proizvedena na pedal, vendar ob zmanjšanju mehanske učinkovitosti poganjanja (Caldwell, Li, McCole & Hagberg, 1998). Spreminjanje položaja kolena v čelni ravnini neznatno vpliva na mehansko učinkovitost, pomembno pa zviša subjektivno izbrano kadenco (Bini, Carpes & Diefenthaler, 2011).

1.3.6 Motorična naloga

Neptune in Herzog (2000) v svoji raziskavi s pomočjo elektromiografije in senzornih pedal opazata, da se večina adaptacij (časovni raspored vklapljanja posameznih mišic in velikost signalov) ob intervenciji z dvema različnima tipoma ovalnih zobnikov pojavi že v intervalu 10. do 20. obratov. Podobno (sicer ob drugačnih zahtevah lokomocije) v svoji raziskavi navajajo Dietz, Zijlstra in Duysens (1994), ki adaptacijo motoričnega sistema med hojo ob manipulaciji hitrosti posameznega koraka prav tako opazijo v ciklu 10. do 20. korakov.

2 METODE MERJENJA

2.1 Namen naloge

Namen diplomske naloge je preučevanje vpliva ovalnih zobnikov na prenos sil preko pedal in mehansko učinkovitost. Zastavljen cilj je ovrednotenje biomehanskih parametrov pri nizki, srednji in visoki intenzivnosti. Prav tako predpostavljamo, da bo subjektivna ocena odraz mehanske učinkovitosti. Postavljene cilje smo dosegli s pomočjo podatkov pridobljenih v raziskavi "Učinki ovalnih zobnikov na izbrane biomehanske in fiziološke parametre", ki smo jo izvedli v lastni režiji. Pomembna prednost naše raziskave v primerjavi z do sedaj že izvedenimi je protokol, ki je zajemal 14-dnevno fazo prilagajanja, kar je omogočalo prilagoditev preiskovanca na spremenjeno tehniko poganjanja zaradi uporabe ovalnih zobnikov.

Postavili smo naslednje hipoteze:

hipoteza 1: *Ovalni zobniki bodo značilno pozitivno vplivali na biomehanske parametre pri nizki intenzivnosti;*

hipoteza 2: *Ovalni zobniki bodo značilno pozitivno vplivali na biomehanske parametre pri srednji intenzivnosti;*

hipoteza 3: *Ovalni zobniki bodo značilno pozitivno vplivali na biomehanske parametre pri visoki intenzivnosti;*

hipoteza 4: *Subjektivna ocena udobja bo pozitivno korelirala z mehansko učinkovitostjo.*

2.2 Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 12 merjencev (33,8 let \pm 6,8 let, 72,1 kg \pm 8,4 kg, 177,5 cm \pm 4,9 cm), od tega deset oseb moškega in dve osebi ženskega spola. Preko ustnih povabil in socialnih omrežij smo jih povabili k sodelovanju v raziskavi. Izbrani so bili zdravi rekreativni kolesarji in triatlonci, ki vozijo cestno kolo. Vsi

preiskovanci so s pisnim soglasjem izrazili prostovoljno privolitev k sodelovanju in možnost odstopa brez posledic. Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (KME RS 0120-314/2017).

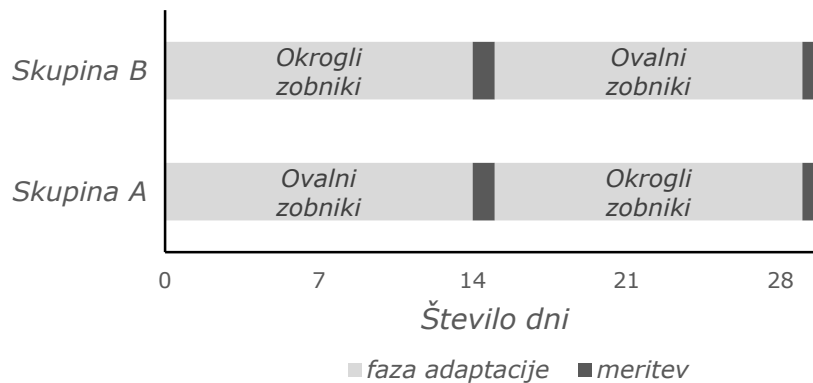
2.3 Protokol raziskave

Izbrani kolesarji, predhodno razdeljeni v dve skupini so opravili dva obiska v Laboratoriju za nadzor in učinkovitost gibanja, Fakultete za vede o zdravju v kampusu Livade, Izola. Pred prvim in med prvim ter drugim obiskom je minilo 14 dni v katerih so preiskovanci v lastni režiji izvedli deset 90-minutnih voženj z dodeljenimi zobniki (okroglimi ali ovalnimi) nameščenimi na lastnih kolesih. Vsi obiski so se opravili v jutranjem času med šesto in deseto uro zjutraj. Preiskovancem je bilo naročeno, da na meritev pridejo tešči in ne pijejo kave, obenem pa so morali večerjo dan prej pojesti v enakih urah z enako vsebino. Teden pred drugo meritvijo so bili dodatno obveščeni, da naj bo količina in intenzivnost treningov v tem tednu kar se da podobna tednu pred prvo meritvijo. Podobno smo zahtevali pri vnašanju hrane, kjer je njihov zadnji obrok pred meritvijo moral biti vsebinsko in količinsko približan tistemu pred prvo meritvijo. Ujemanje treningov in prehrane smo preverjali z dnevniki, saj so teden pred vsako meritvijo zapisovali osnove parametre vseh izvedenih treningov (vrsta vadbe, količina in intenzivnost), dan pred meritvijo pa tudi natančni opis zaužitih obrokov in prehranskih dodatkov. Ob interpretaciji rezultatov so nam slednje informacije omogočale lažje razumevanje in prepoznavanje možnih dejavnikov, ki bi lahko pomembno vplivali na rezultat meritev. Po končani raziskavi (opravljeni drugi meritvi) smo jih prosili, da na lestvici od 1 (popolnoma neudobno) do 10 (popolnoma udobno) podajo subjektivno oceno udobja poganjanja pedal ob uporabi obeh tipov zobnikov.

Polovica preiskovancev je 14 dni pred prvim obiskom prejela ovalne zobnike (AbsoluteBlack, London, Anglija), ki so bili kompatibilni z njihovo opremo in uporabljeni v tem časovnem obdobju ter ob prvem obremenilnem testu. Druga polovica je opravila test z normalno opremo. Po prvem obisku je intervencija z ovalnimi zobniki bila narejena na drugi skupini, prva pa je ponovno prejela normalne zobnike. V drugem obisku je test bil identičen prvemu, le skupini sta

uporabljali druge prednje zobnike. Izbrana raziskovalna oblika je vsaj teoretično izničila učinek treninga.

Slika 6: Časovni raspored eksperimentalnega dela.



V raziskavi smo spoštovali načela Kodeksa etike zdravstvenih delavcev Slovenije, Oviedske konvencije in Tokijske ter Helsinške deklaracije.

2.4 Merilni postopki

V sklopu obeh obiskov so preiskovanci opravili več-stopenjski obremenilni test na lastnem kolesu vpetem v kolesarski ergometer (Elite Drivo, Terviso, Italija). Na začetku vsakega merilnega dne smo senzorne elemente kalibrirali, pedal Forped (Forped, Znanost v kolesarstvo, d.o.o., Ljubljana, Slovenija) pa pred vsakim preiskovancem. Po prihodu subjekta v laboratorij (15 minut pred pričetkom obremenilnega testa) smo njegovo kolo namestili na ergometer in ga seznanili s vsemi podrobnostmi testa. Zaradi zagotavljanja konsistentnih pogojev preiskovancev nismo spodbujali, med testom pa so bili seznanjeni zgolj z informacijo o času pred pričetkom naslednje stopnje ter močjo (v Wattih), ki jo bodo morali proizvesti. Ponovno smo jih opozorili na visoko intenzivnost testa in napor, ki ga bodo občutili v zadnjih stopnjah ter jih spodbudili k temu, da vztrajajo do stopnje fizične odpovedi.

Slika 7: Vpeto kolo pred meritvijo.



Vir: arhiv avtorja.

Specifičnega ogrevanja preiskovanci niso izvajali, saj se je test pričel z nizko intenzivnostjo na obremenitvi 80 W in se stopnjeval postopoma, kar je omogočalo pripravo živčno-mišičnega sistema in primeren fiziološki odgovor pred največjim naporom. Obremenitev se je povečevala vsake 4 minute za 40 W do stopnje, ko preiskovanec ni bil več zmožen obračati pedal. Na VAS (*visual analyse scale*) lestvici s številskimi vrednostmi od ena (počutje ob mirovanju) do deset (najvišji občutek napora) so 30 sekund pred zaključkom vsake stopnje z roko pokazali vrednost, ki je sovpadala z njihovo subjektivno oceno napora. Po končanem testu so sledile tri minute poganjanja na nizki intenzivnosti, kjer smo dodatno spremljali še izmenjavo plinov in srčno frekvenco.

Slika 8: Uporaba VAS lestvice.



Vir: arhiv avtorja.

Skozi celotno testiranje smo spremljali delovanje vseh senzornih elementov in morebitne nezaželene spremembe počutja. Med testiranjem smo v časovnem intervalu med drugo in tretjo minuto vsake stopnje posneli kinematiko gibanja pedal in proizvedeno silo na desni pedal v vseh treh smereh vektorskega prostora. Ozadje izbranega časovnega intervala predstavlja čas potreben za optimizacijo kadence in prilagoditev znotraj-mišične (spremenjeno razmerje aktivacije različnih tipov mišičnih vlaken) ter medmišične koordinacije na višjo intenzivnost, kar nam omogoča zajem veljavnih podatkov in ne faze prilagajanja, ko so omenjeni parametri nestabilni.

2.4.1 Forped

Za merjenje proizvedenih sil in navora smo uporabljali pedala Forped (Znanost v kolesarstvo, d.o.o., Ljubljana, Slovenija), ki sta bila povezana s programsko opremo (ARS Free Measurement) na računalniku. Pedal omogoča izračun sil v vseh treh smereh vektorskega prostora in izračun navora okrog vertikalne in prečne osi. Podatki naklona in lege pedala glede na tirnico gibanja so bili zajeti s pomočjo šestih visokofrekvenčnih tridimenzionalnih kamer (NDI, Certus, Waterloo, Kanada) s frekvenco zajema 200 Hz in aktivnih senzorjev za kinematiko, pričvrščenih z dvostranskim lepilnim trakom na desni pedal.

Nominalne kapacitete pedala:

- sila vertikalno (pozitivna) – 2000 N;
- sila vertikalno (negativna) – 450 N;
- sila v smeri levo-desno in naprej-nazaj – 300 N;
- navor okrog prečne osi – 10 Nm;
- navor okrog vertikalne osi – 6.5 Nm.

Slika 9: Pedal Forped.



Vir: Cycling science (2017) – z dovoljenjem.

2.5 Obdelava podatkov

Iz izmerjenih signalov smo izračunali povprečje mehanske učinkovitosti skozi celoten obrat, v fazi potiska in v fazi dviga. Prav tako smo izračunali koeficient variacije KHG in velikost skupne sile, proizvedene na pedal (rezultanta sil). Vsa povprečja so bila izračunana v izbranem časovnem intervalu za posamezno stopnjo obremenilnega testa.

Mehansko učinkovitost smo ovrednotili s pomočjo indeksov učinkovitosti. Določamo jo kot razmerje med silo proizvedeno na pedal v pravokotni smeri glede na gonilko in rezultanto skupne sile, proizvedene ob interakciji čevlja s pedalom. Koeficient variacije KHG smo izrazili kot povprečno nihanje KHG skozi celoten obrat. Določanje mehansko učinkovitih sil in KHG nam je omogočala visoko frekvenčna kamera s

frekvenco zajema 200 Hz (mehansko učinkovitost določamo s pomočjo podatkov lege in orientacije pedala ter proizvedenih sil na pedal v različnih smereh (F_x , F_y , F_z)).

$$F_{\text{rez.}}(\text{sila rezultante}) = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$$

$$\text{Učinkovita sila} = F_x \sin(90 + CA - PA) - F_z \cos(90 + CA - PA)$$

Učinkovitost sile = učinkovita sila ÷ sila rezultante

$$IE = \int_0^{360} \text{učinkovita sila } d\theta \div \int_0^{360} \text{sila rezultante } d\theta$$

S podatki meritev smo ravnali v skladu z Zakonom o varovanju osebnih podatkov. Na način, ki je omogočal identifikacijo posameznika smo s podatki seznanili le posameznika samega na njegovo željo. Sicer so bili rezultati meritev uporabljeni za potrebe raziskovalnega dela in na način s katerim identiteta udeležencev raziskave ni bila razkrita.

2.6 Statistična obdelava

Podatke smo normalizirali glede na delež obremenitve, saj se je pri določenih subjektih obremenilni test končal na različnih stopnjah ob uporabi ovalnih in okroglih zobnikov (npr. zadnja posneta stopnja na 320 W ob uporabi okroglih, in 360 W ob uporabi ovalnih zobnikov). Tako smo IU celotnega obrata, IU faze potiska, IU faze dviga in koef. variacije KHG izračunali glede na odstotke takrat izvedenega testa. Različno od tega smo skupno silo na pedal obravnavali po istih stopnjah, ki so bile določene glede na odstotke časovno krajšega izmed obeh izvedenih testov. V kolikor odstotek obremenitve ni sovpadal s stopnjo obremenitve smo izbrali najbližjo izvedeno stopnjo. Izbrani odstotki obremenilnega testa so bili 60%, 80% in 100% največje proizvedene moči med testom, kar smo interpretirali kot nizko, srednjo in visoko intenzivnost (v enakem zaporedju). Mehanska učinkovitost ima med kolesarjenjem v laboratorijskih pogojih nizko stopnjo

variabilnosti in visoko stopnjo občutljivosti (Millet, Tronche, Fuster & Candau, 2002).

Vrednosti smo statistično ovrednotili s primerjavo med skupinama z analizo variance za ponovljena merjenja (*dvo-smerna ANOVA za ponovljena merjenja*). V primeru opaženih razlik smo med spremenljivkami izvedli Post Hoc analizo s t – testom ob uporabi Bonferroni korekcije. Tako za ANOVO, kot za Post Hoc analizo smo stopnjo zaupanja določili s $p < 0,05$. Normalnost porazdelitve vseh spremljanih parametrov smo preverjali s Shapiro-Wilk testom. Moč vzorca je bila izražena z izračunom *partial eta squared* (ES).

3 REZULTATI

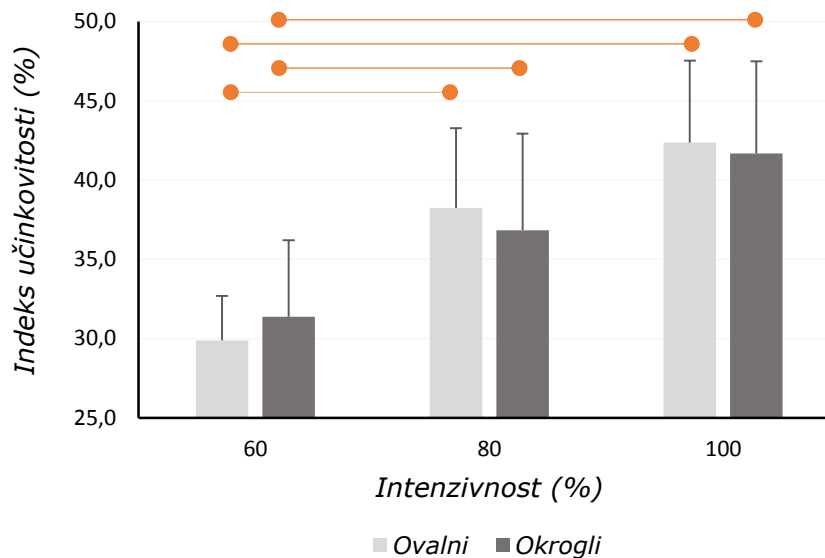
V tem poglavju sledijo grafični prikazi povprečnih vrednosti in standardnih odklonov posameznih parametrov ob uporabi obeh tipov zobnikov in rezultati statističnih obdelav. Nenormalno porazdeljeni ($p < 0,05$) so bili podatki indeksa učinkovitosti drugega dela obrata (za vse tri intenzivnosti okroglih zobnikov in srednjo intenzivnost - ovalni zobniki) in koef. variacije KHG (visoka intenzivnosti - okrogli zobniki). Podatke obeh parametrov smo transformirali z logaritemsko funkcijo s čemer smo omogočili uporabo parametričnih statističnih metod.

Tip zobnikov je neznačilno vplival na indekse učinkovitosti in na rezultanto sil, nasprotno pa je pomembno povečal koeficient variacije KHG skozi celoten obrat. Subjektivna ocena ugodja obeh tipov zobnikov ob poganjanju prikazuje na številski lestvici od ena do deset za eno oceno višji rezultat v prid ovalnih zobnikov.

3.1 Indeks učinkovitosti celotnega obrata

Ob analizi IU celotnega obrata statistična obdelava ni pokazala pomembnih razlik glede na uporabo določenega tipa zobnikov ($F(1,11) = 0,006$; $p = 0,941$; $ES = 0,001$). Prav tako interakcija posamezne stopnje intenzivnosti in tipa zobnikov ni pokazala značilnih razlik ($F(2,22) = 1,459$; $p = 0,254$; $ES = 0,117$). Pomembne razlike smo zaznali zgolj ob vplivu intenzivnosti same, katera je značilno vplivala ($F(2,22) = 45,275$; $p < 0,001$; $ES = 0,805$) na IU celotnega obrata ob uporabi obeh tipov zobnikov. Nadaljnja analiza ob uporabi ovalnih zobnikov prikaže značilen vpliv intenzivnosti med vsemi stopnjami (med nizko in srednjo s $p = 0,007$, med srednjo in visoko s $p = 0,002$, ter med nizko in visoko s $p < 0,001$). Pri uporabi okroglih zobnikov se razlike prav tako pojavljajo med vsemi intenzivnostmi (nizka-srednja s $p = 0,001$, srednja-visoka s $p = 0,001$, ter nizka-visoka s $p < 0,001$). Med intenzivnostjo in indeksom učinkovitosti celotnega obrata se pojavlja pozitivna korelacija.

Slika 10: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti skozi celoten obrat.

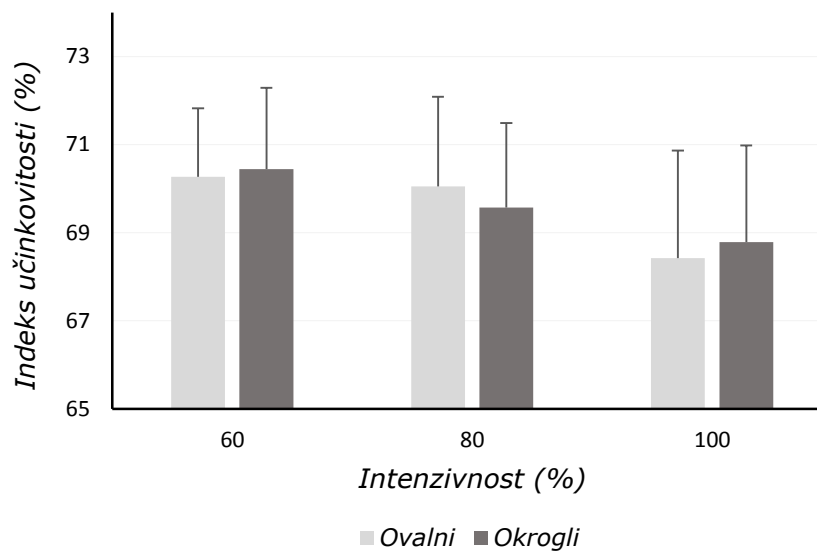


• Na sliki so dodatno označena značilna razlikovanja ($p < 0,05$).

3.2 Indeks učinkovitosti v fazi potiska

Ob analizi indeksa učinkovitosti v fazi potiska statistična obdelava ni pokazala pomembnih razlik ob uporabi določenega tipa zobnikov ($F_{(1,11)} = 0,001$; $p = 0,975$; $ES < 0,001$). Intenzivnost po ANOVI izzove značilne spremembe ($F_{(2,22)} = 4,693$; $p = 0,02$; $ES = 0,299$). Analiza s Post Hoc testi prikaže odnose med intenzivnostmi kot nepomembne, tako za ovalne (nizka-srednja s $p = 1$, srednja-visoka s $p = 0,557$, ter nizka-visoka s $p = 0,460$), kot tudi okrogle zobnike (nizka-srednja s $p = 0,252$, srednja-visoka s $p = 0,664$, in nizka-visoka s $p = 0,251$). Interakcija intenzivnosti in tipa zobnikov ni pokazala značilnih razlik ($F_{(1,12)} = 0,260$; $p = 0,636$; $ES = 0,023$).

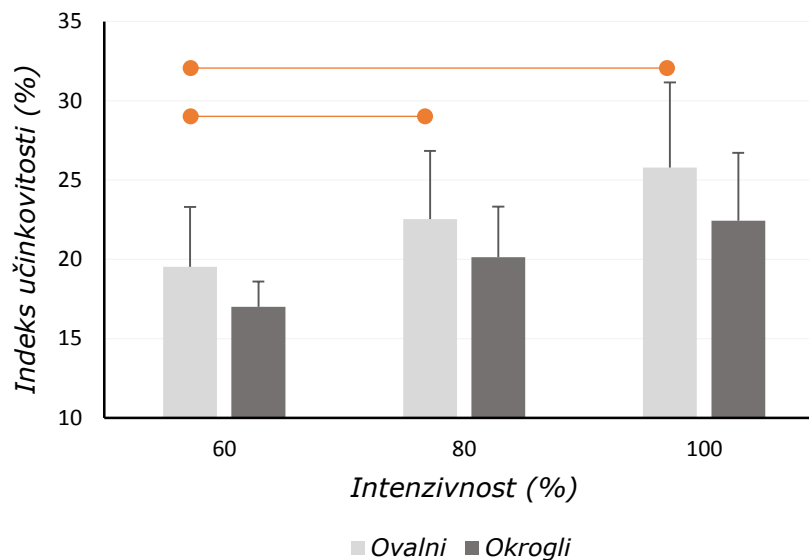
Slika 11: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti v fazi potiska.



3.3 Indeks učinkovitosti v fazi dviga

Analiza IU v fazi dviga prikazuje neznačilen vpliv tipa zobnikov ($F_{(1,8)} = 0,428$; $p = 0,531$; $ES = 0,051$). Med različnimi intenzivnostmi se pojavljajo značilne razlike ($F_{(1,9)} = 7,739$; $p = 0,018$; $ES = 0,492$). IU faze dviga se značilno spreminja ob uporabi ovalnih zobnikov med nizko in srednjo intenzivnostjo ($p = 0,03$), med nizko in visoko ($p = 0,035$), ne pa tudi med srednjo in visoko ($p = 0,417$). Ob kolesarjenju z okroglimi zobniki je indeks nespremenjen glede na intenzivnost (nizka-srednja s $p = 0,152$, srednja-visoka s $p = 0,777$, in nizka-visoka s $p = 0,168$). Sočasen vpliv intenzivnosti in tipa zobnikov je statistično neznačilen ($F_{(2,16)} = 1,117$; $p = 0,351$; $ES = 0,123$).

Slika 12: Povprečne vrednosti indeksa učinkovitosti v fazi dviga.

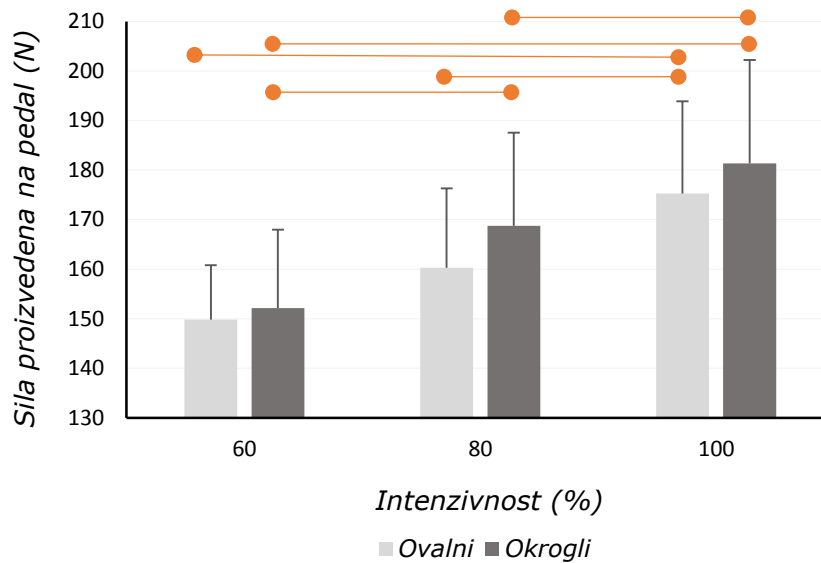


• Na sliki so dodatno označena značilna razlikovanja ($p < 0,05$).

3.4 Rezultanta sil

Tip zobnikov nima značilnega vpliva ($F_{(1,11)} = 0,334$; $p = 0,575$; $ES = 0,029$) na povprečne velikosti rezultante sil izračunane skozi celoten obrat. Podobno interakcija intenzivnosti in tipa zobnikov neznačilno vpliva na omenjen parameter ($F_{(2,22)} = 0,838$; $p = 0,446$; $ES = 0,071$). Pričakovano pa opazimo vpliv intenzivnosti na velikost rezultante ($F_{(1,14)} = 22,854$; $p < 0,001$; $ES = 0,675$). Za ovalne zobnike prikaže nadaljnja analiza pomembne razlike med nizko in visoko ($p = 0,006$), srednjo in visoko ($p = 0,01$), ne pa tudi med nizko in srednjo intenzivnostjo ($p = 0,119$). Ob uporabi okroglih zobnikov se pojavi značilen vpliv intenzivnosti na velikost rezultante pri vseh treh stopnjah (nizka-srednja s $p = 0,006$, srednja-visoka s $p < 0,001$, ter nizka-visoka s $p = 0,001$).

Slika 13: Povprečna skupna sila proizvedena na pedal ob različnih intenzivnostih.

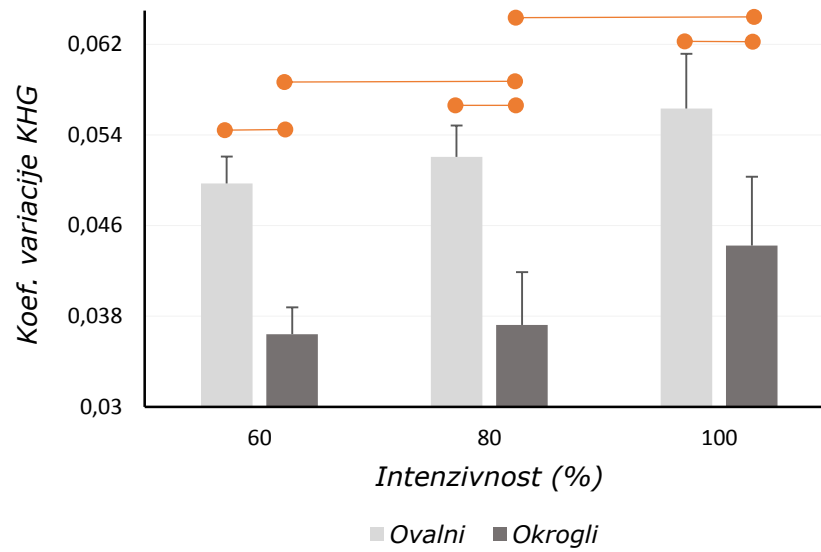


• Na sliki so dodatno označena značilna razlikovanja ($p < 0,05$).

3.5 Variacija kotne hitrosti gonilke

Tip zobnikov pomembno vpliva ($F_{(1,9)} = 79,615$; $p < 0,001$; $ES = 0,898$) na povprečno variacijo KHG skozi celoten obrat ob vseh intenzivnostih. Višja fluktuacija KHG se pojavlja ob kolesarjenju z ovalnimi zobniki. Intenzivnost značilno učinkuje na analiziran parameter ($F_{(1,12)} = 6,011$; $p = 0,024$; $ES = 0,4$). Pri ovalnih zobnikih je stopnja intenzivnosti nepomemben dejavnik (nizka-srednja s $p = 0,251$, srednja-visoka s $p = 0,225$, in nizka-visoka s $p = 0,062$), pri okroglih pa se pomembno razlikujeta nizka in srednja ($p = 1$), ter srednja in visoka intenzivnost ($p = 0,036$). Nizka in visoka stopnja intenzivnosti sta ob uporabi okroglih zobnikov neznačilni ($p = 0,065$). Sočasen vpliv tipa zobnikov in intenzivnosti je nepomemben ($F_{(2,18)} = 2,892$; $p = 0,081$; $ES = 0,243$).

Slika 14: Povprečen koeficient variacije kotne hitrosti gonilke ob različnih intenzivnostih.



• Na sliki so dodatno označena značilna razlikovanja ($p < 0,05$).

4 DISKUSIJA

Namen naloge je predstavljala preučitev vpliva in potencialno ugodnih učinkov ovalnih zobnikov na biomehanske parametre. Kljub jasnim prednostim ovalnih zobnikov ob teoretičnih izračunih (Malfait idr., 2010; Rankin & Neptune, 2008), teh v celoti v naši raziskavi nismo uspeli dokazati. Prve tri izmed postavljenih hipotez (o vplivu zobnikov na biomehanske parametre) lahko le delno potrdimo, saj je izmed vseh petih parametrov zgolj koef. variacije kotne hitrosti gonilke (KHG) prikazal značilno povišano spremembo v odvisnosti od tipa zobnikov za nizko, srednjo in visoko intenzivnost. Četrto hipotezo lahko ovržemo, saj je kljub izboljšani povprečni oceni ugodja mehanska učinkovitost ostala nespremenjena. Sicer smo dokazali nekatere druge – v teoretičnem delu predstavljene – predpostavke (vpliv intenzivnosti na izbrane indekse učinkovitosti), ki pa so v primeru preučevanega problema nepomembne. Ker je del raziskovalcev preučeval tudi energijsko komponento, ki je pokazala pomembno nižjo stopnjo metabolne učinkovitosti ob uporabi ovalnih zobnikov lahko predpostavljamo, da je višja variacija KHG morebiti negativno vplivala na le – to. Opaženo nihanje hitrosti sovпада z navedbami drugih raziskovalcev (Horvais idr., 2007; Leong, Elmer & Martin, v tisku; Strutzenberger idr., 2014), nemogoče pa je ovrednotiti produkcijo sile v fazi potiska, saj smo spremljali povprečje sile rezultante le za celoten obrat. IU faze potiska je statistično nespremenjen ob primerjavi obeh tipov zobnikov. Dodatno omejitev predstavlja izračun zgolj variacije KHG, kar nam ne omogoča prepoznavanja posameznih faz obrata kot hitrejših ali počasnejših. Na podlagi postavitve in orientacije gonilk glede na obod zobnika lahko sklepamo, da je do padca kotne hitrosti prišlo v prvi polovici faze potiska, do zvišanja pa v prehodni fazi. Omenjeno bi lahko predstavljalo pomemben dejavnik prednosti ovalnih zobnikov ob krajših, visoko intenzivnih situacijskih zahtevah, kjer je upad zmogljivosti zaradi metabolne komponente manj izrazit.

Kljub temu, da v povprečju pozitivna subjektivna ocena ugodja poganjanja predstavlja individualno zadovoljivo prilagojenost, pa samo subjektivna komponenta pričakovano ne odraža dejanskega stanja učinkovitosti tipa zobnikov. Razlogi za pomanjkanje pomembnega vpliva ovalnih zobnikov za večino parametrov v naši raziskavi so lahko od individualne neprilagojenosti zobnikov, do izbire napačnega testa za dokazovanje njihove uporabnosti. Nesmiselnost enotne postavitve gonilke glede na elipsast obod zobnika lahko argumentiramo z različnimi

antropometričnimi in mišično-tetivnimi lastnostmi uporabnikov, katerih krivulje mehanske učinkovitosti skozi celoten obrat so različne. Iz vidika prilagojenosti bi smiselno rešitev lahko predstavljal individualno oblikovan zobnik, katerega ovalnost bi sovpadala z krivuljami, ki bi bile predhodno izmerjene ob uporabi okroglih zobnikov. Ekonomsko potratno, vendar idealno rešitev pa bi zagotovo predstavljal koncept, kjer bi ovalnost zobnika prilagajali posamezniku po korakih in spremljali učinkovitost posameznega prototipa. Učinkovitost ovalnih zobnikov teoretična študija (Rankin & Neptune, 2008) navaja ravno v izboljšanju pogojev za proizvodnjo najvišje moči v fazi potiska (preprosteje v našem kontekstu, mehansko učinkovite sile). Ob višanju mehansko učinkovite sile se premo sorazmerno viša tudi sila rezultante. Uporabnost ovalnih zobnikov smo v naši raziskavi omejili zaradi dveh razlogov:

- postopen obremenilni test na ergometru preiskovancu ni omogočal (niti zahteval) produkcije najvišjih sil, saj je bila intenzivnost predhodno določena – presežki pa zavrti z vgrajeno zavoro. Velikost sil se je sicer s stopnjami povečevala, vendar so najvišjo vrednost dosegli, kot posledico omejitev energijskega in ne živčno-mišičnega sistema;
- velikost rezultante smo izračunali zgolj za celoten obrat, ne pa za posamezne faze. Rankin in Neptune (2008) ob teoretičnem izračunu prednost ovalnih zobnikov navajata v fazi potiska, kar pa se nanaša na že omenjeno slabost (IU lahko teoretično ostane nespremenjen kljub višjim silam, zato nam manjka sila rezultante v fazi potiska).

Dodatna omejitev naše raziskave je heterogenost vzorca. Sicer definirani kot rekreativci, bi nekaj subjektov na podlagi njihovih treningov lahko obravnavali kot vrhunske športnike, kar bi hipotetično ob primerjavi z rekreativci lahko vplivalo na stopnjo adaptacije. Morebitno neučinkovitost, kot posledico predhodno določene prisilne kadence smo izničili, saj so lahko izbrali poljubno frekvenco poganjanja.

Zaradi malega števila raziskav, ki se osredotoča na preučevanje mehanske učinkovitosti ob uporabi ovalnih zobnikov je primerjava z navedbami drugih raziskovalcev šibka. Po znanju avtorja je izvedena raziskava prvo ovrednotenje njihove uporabnosti na podlagi indeksov učinkovitosti, zaradi česar neposredna primerjava ni možna.

Ozirajoč se na teoretična izhodišča smo izbrali napačen test, kot tudi morebitno pomanjkljivo obdelavo podatkov za dokazovanje prednosti. Z izvedeno raziskavo smo ovalne zobnike podjetja AbsoluteBlack ovrednotili kot neuporabno alternativo (na podlagi analize biomehanskih parametrov) konvencionalnim zobnikom za dalj časa trajajoče pogoje kolesarjenja, kjer prevladuje aerobna moč. Na podlagi naših rezultatov in raziskav drugih znanstvenikov (Hintzy idr., 2016; Mateo-March, Fernández-Peña, Blasco-Lafarga, Morente-Sánchez & Zabala, 2014) predvidevamo, da bi uporaba ovalnih zobnikov lahko bila smiselna za krajše tekmovalne pogoje z zahtevami po visoki anaerobni moči, ki za naš vzorec rekreativcev ne predstavlja dejanskega okolja uporabe. Kljub neznačilnem vplivu uporabljenih zobnikov za večino parametrov pa ne izključujemo neuporabnosti drugih proizvajalcev, zobnikov z drugačnimi karakteristikami (drugačna ovalnost ali orientacija gonilk glede na obod zobnika) ali uporabo ob drugačnih pogojih. Kot smiselnih, bi se lahko izkazalo nekaj pilotnih študij, kjer bi večje število ovalnih zobnikov z različnimi – že prej omenjenimi – karakteristikami uporabili v različnih pogojih (sprint, kolesarjenje v klanec, postopen obremenilni test in poganjanje ob konstantni obremenitvi ali kadenci).

5 LITERATURA

- Barnard Health Care. (2017, 2. junij). Three Mechanical Characteristics Of Muscle. Najdeno 22. avgusta 2017 na spletnem naslovu <https://www.barnardhealth.us/qualitative-analysis/three-mechanical-characteristics-of-muscle.html>
- Bassett, D. R., Pucher, J., Buehler, R., Thompson, D. L. & Crouter, S. E. (2008). Walking, cycling, and obesity rates in Europe, North America, and Australia. *Journal of Physical Activity & Health*, 5(6), 795–814.
- Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A. & Rouillon, J. D. (2005). Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1003–1010.
- Bibbo, D., Conforto, S., Bernabucci, I., Schmid, M. & D'Alessio, T. (2009). A wireless integrated system to evaluate efficiency indexes in real time during cycling (str. 89–92). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Bieuzen, F., Vercruyssen, F., Hausswirth, C. & Brisswalter, J. (2007). Relationship between Strength Level and Pedal Rate. *International Journal of Sports Medicine*, 28(7), 585–589.
- Bijker, K., Groot, G. & Hollander, A. (2002). Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 87(6), 556–561.
- Bini, R., Hume, P. A. & Croft, J. L. (2011). Effects of Bicycle Saddle Height on Knee Injury Risk and Cycling Performance. *Sports Medicine*, 41(6), 463–476.
- Bini, R., Hume, P., Croft, J. L. & Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in cycling: A review of constraints and training effects. *Journal of Science and Cycling J Sci Cycling*, 2(21), 11–24.
- Bini, R. R., Carpes, F. P. & Diefenthaler, F. (2011). Effects of knee frontal plane position on pedal forces during cycling: A preliminary study. *Revista Brasileira de Cineantropometria E Desempenho Humano*, 11(2), 142–149.
- Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Mota, C. B., Guimarães, A. C. S. & Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in*

Sport, 11(4), 363–370.

- Bini, R. R. & Dagnese, F. (2012). Noncircular chainrings and pedal to crank interface in cycling: a literature review. *Revista Brasileira de Cineantropometria E Desempenho Humano*, 14(4), 470–482.
- Bini, R. R. & Diefenthaler, F. (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics*, 9(4), 223–235.
- Bini, R. R., Hume, P. A. & Crofta, J. L. (2011). Effects of saddle height on pedal force effectiveness. *Procedia Engineering*, 13, 51–55.
- Bini, R. R. & Rossato, M. (2014). Kinetics and Pedaling Technique. V *Biomechanics of Cycling* (str. 43–53). Cham: Springer International Publishing.
- Broker, J. P. (2003). Cycling Biomechanics: Road and Mountain. V *High-tech cycling* (2. izdaja, str. 119–174). Champaign: Human Kinetics.
- Broker, J. P. & Gregor, R. J. (1996). Cycling Biomechanics. V *High-tech cycling* (str. 145–166). Champaign: Human Kinetics.
- Caldwell, G. E., Li, L., McCole, S. D. & Hagberg, J. M. (1998). Pedal and Crank Kinetics in Uphill Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(3), 245–259.
- Candotti, C. T., Ribeiro, J., Soares, D. P., De Oliveira, Á. R., Loss, J. F. & Guimraes, A. C. S. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics*, 6(1), 31–43.
- Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B. & Stefanyshyn, D. J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomechanics*, 8(4), 275–283.
- Castronovo, A. M., Conforto, S., Schmid, M., Bibbo, D. & D'Alessio, T. (2013). How to assess performance in cycling: The multivariate nature of influencing factors and related indicators. *Frontiers in Physiology*, (5), 1–10.
- Castronovo, A. M., De Marchis, C., Bibbo, D., Conforto, S., Schmid, M. & D'Alessio, T. (2012). Neuromuscular adaptations during submaximal prolonged cycling. V *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (str. 3612–3615). IEEE.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Dowlan, S. & Hodges, P. W. (2008). Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(4), 371–380.

- Commission of the European Communities. (2009). Mainstreaming sustainable development into EU policies: 2009 Review of the European Union Strategy for Sustainable Development. In *Communication from the commission to the european parliament, the council, the european economic and social committee and the committee of the regions*. Bruselj.
- Connick, M.J., Li, F. (2012). The impact of altered task mechanics on timing and duration of eccentric bi-articular muscle contractions during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2013), 223-229.
- Cordova, A., Latasa, I., Seco, J., Villa, G. & Rodriguez-Falces, J. (2014). Physiological Responses during Cycling With Oval Chainrings (Q-Ring) and Circular Chainrings. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(2), 410-416.
- Cycling science. (2017). Najdeno 6. septembra 2017 na spletnem naslovu <http://www.cycling-science.si/bike-fitting1.html>
- Department for Transport, & Department of Health. (2010). Active Travel Strategy. Najdeno 26. julija 2017 na spletnem naslovu http://webarchive.nationalarchives.gov.uk/20130104171407/http://www.dh.gov.uk/en/Publicationsandstatistics/Publications/PublicationsPolicyAndGuidance/DH_113102
- Diefenthaler, F., Bini, R. R., Carpes, F. P. & Vaz, M. A. (2007). Analysis of pedaling technique during a maximal cycling exercise.
- Diefenthaler, F., Bini, R. R., Laitano, O. & Mota, C. B. (2006). Assessment of the effects of saddle position on cyclists' pedaling technique. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, (38), 77.
- Dietz, V., Zijlstra, W. & Duysens, J. (1994). Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion. *Experimental Brain Research*, 101(3), 513-520.
- Directorate-General for Mobility and Transport. (2013). *Attitudes of Europeans towards Urban mobility*. European Commission.
- Dorel, S., Couturier, A. & Hug, F. (2008). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44-54.
- Dorel, S., Drouet, J.-M., Couturier, A., Champoux, Y. & Hug, F. (2009). Changes of Pedaling Technique and Muscle Coordination during an Exhaustive Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(6), 1277-1286.

- Emanuele, U., Horn, T. & Denoth, J. (2011). Influence of racing position on cycling patterns. *Biomechanics in Sports Portuguese Journal of Sport Sciences*, 29(11).
- Fonda, B. (2010). *Med-mišična koordinacija pri kolesarjenju v klanec in pri različnih geometrijskih nastavitvah kolesa*. Diplomsko delo, Ljubljana: Fakulteta za šport.
- Fraser, S. D. S. & Lock, K. (2011). Cycling for transport and public health: a systematic review of the effect of the environment on cycling. *European Journal of Public Health*, 21(6), 738–743.
- Gaesser, G. A. & Brooks, G. A. (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *Journal of Applied Physiology*, 38(6), 1132–1139.
- German, R. (2017). *Road Traffic Estimates: Great Britain 2016*. Department for Transport.
- Gordon-Larsen, P., Boone-Heinonen, J., Sidney, S., Sternfeld, B., Jacobs, D. R. & Lewis, C. E. (2009). Active Commuting and Cardiovascular Disease Risk. *Archives of Internal Medicine*, 169(13), 1216.
- Hasson, C. J., Caldwell, G. E. & van Emmerik, R. E. A. (2008). Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces. *Human Movement Science*, 27(4), 590–609.
- Henke, T. (1998). International Symposium on Biomechanics in Sports. In *Real-time feedback of pedal forces for the optimization of pedaling technique in competitive cycling* (Vol. 1).
- Hintzy, F., Grappe, F. & Belli, A. (2016). Effects of a Non-Circular Chainring on Sprint Performance During a Cycle Ergometer Test. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15(2), 223–228.
- Hintzy, F. & Horvais, N. (2016). Non-circular chainring improves aerobic cycling performance in non-cyclists. *European Journal of Sport Science*, 16(4), 427–432.
- Holderbaum, G. G., Guimarães, A. C. S. & Petersen, R. D. S. (2007). International Symposium on Biomechanics in Sports. In *Analysis of the recovering phase after the cycling practice using augmented visual feedback* (1. izdaja).
- Horvais, N., Samozino, P., Zameziati, K., Hautier, C. & Hintzy, F. (2007). Effects of

- a non circular chainring on muscular, mechanical and physiological parameters during cycle ergometer tests. *Isokinetics and exercise science*. (15). 271-279.
- Hull, M. L., Williams, M., Williams, K. & Kautz, S. (1992). Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(10), 1114–1122.
- Kautz, S. A., Feltner, M. E., Coyle, E. F. & Baylor, A. M. (1991). The Pedaling Technique of Elite Endurance Cyclists: Changes with Increasing Workload at Constant Cadence. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(1), 29–53.
- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I. & Martin, J. C. (2007). Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(6), 991–995.
- Langer, P. R. (2017). Cycling. *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (str. 293–313). Cham: Springer International Publishing.
- Leirdal, S. & Ettema, G. (2011). The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 111(12), 2885–93.
- Leong, C. Elmer, S. J. & Martin, J. C. (v tisku). Noncircular Chainrings Do Not Influence Maximum Cycling Power. *Journal of Applied Biomechanics*.
- Lepers, R., Maffiuletti, N. A., Rochette, L., Brugniaux, J. & Millet, G. Y. (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*, 92(4), 1487–1493.
- Lindström, M. (2008). Means of transportation to work and overweight and obesity: A population-based study in southern Sweden. *Preventive Medicine*, 46(1), 22–28.
- Lucía, A., Hoyos, J. & Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1361–1366.
- Malfait, L., Storme, Mm. G. & Derdeyn, Ms. M. (2010). Comparative biomechanical study of circular and non-circular chainrings for endurance cycling at constant speed. Najdeno 7. julija 2017 na spletnem naslovu http://www.noncircularchainring.be/pdf/Biomechanical_study_chainrings_release_2.pdf
- Mateo-March, M., Fernández-Peña, E., Blasco-Lafarga, C., Morente-Sánchez, J. &

- Zabala, M. (2014). Does a Non-Circular Chainring Improve Performance in the Bicycle Motocross Cycling Start Sprint? *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(1), 97–104.
- McMahon, D. (2016, 20. julij). Chris Froome is using these weird chainrings, and they might be helping him win a historic 3rd Tour de France. *Business Insider*. Najdeno 18. julija 2017 na spletnem naslovu <http://www.businessinsider.com/osymmetric-chainrings-froome-bike-tour-de-france-2016-7/#froome-and-his-bike-have-been-photographed-during-this-tour-with-osymetrics-110-outer-chainring-which-has-52-teeth-but-apparently-the-osymmetric-lettering-has-been-covered-or-removed-to-avoid-conflicting-with-skys-shimano-sponsorship-agreement-1>
- Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N. & Candau, R. (2002). Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(10), 1645–52.
- Mognoni, P. & di Prampero, P. E. (2003). Gear, inertial work and road slopes as determinants of biomechanics in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 90(3–4), 372–376.
- Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A. & Belli, A. (2008). Effects of Pedal Type and Pull-Up Action during Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 29(10), 817–822.
- Neptune, R. R. & Herzog, W. (2000). Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 165–72.
- Oja, P., Titze, S., Bauman, A., de Geus, B., Krenn, P., Reger-Nash, B. & Kohlberger, T. (2011). Health benefits of cycling: a systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(4), 496–509.
- Peiffer, J. J. & Abbiss, C. R. (2010). The Influence of Elliptical Chainrings on 10 km Cycling Time Trial Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(4), 459–468.
- Rankin, J. W. & Neptune, R. R. (2008). A theoretical analysis of an optimal chainring shape to maximize crank power during isokinetic pedaling. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1494–1502.
- Ren, Z. & Glodež, Z. (2011). *Strojni elementi: Uvod v gonila, torna, jermenska in veržna gonila* (4th.). Maribor: Fakulteta za strojništvo.

- Rossato, M., Bini, R., Carpes, F., Diefenthaler, F. & Moro, A. (2008). Cadence and Workload Effects on Pedaling Technique of Well-Trained Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 29(9), 746–752.
- Sanderson, D. J. & Black, A. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences*, 21(3), 191–199.
- Sanderson, D. J. & Cavanagh, P. R. (1990). Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 15(1), 38–42.
- Sharp, A. (1896). *Bicycles and Tricycles: An Elementary Treatise on Their Design and Construction*. White Plains (NY): Longman, 1896.
- Strutzenberger, G., Wunsch, T., Kroell, J., Dastl, J. & Schwameder, H. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomechanics*, 13(2), 97–108.
- Vercruyssen, F. & Brisswalter, J. (2010). Which factors determine the freely chosen cadence during submaximal cycling? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2), 225–231.
- Woodcock, J., Edwards, P., Tonne, C., Armstrong, B. G., Ashiru, O., Banister, D. & Roberts, I. (2009). Public health benefits of strategies to reduce greenhouse-gas emissions: urban land transport. *The Lancet*, 374(9705), 1930–1943.
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D. & Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*, 96(3), 274–281.