

UNIVERZA V LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA ŠPORT

# **DIPLOMSKA NALOGA**

MARTIN KRAŠEK

Ljubljana, 2014



UNIVERZA V LJUBLJANI  
FAKULTETA ZA ŠPORT  
Športno treniranje  
Kondicijsko treniranje

# **PRIMERJAVA BIOMEHANIKE IZOLIRANEGA TEKA IN TEKA PO KOLE SARJENJU V TRIATLONU**

DIPLOMSKA NALOGA

MENTOR

doc. dr. Janez Vodičar

SOMENTOR

izr. prof. dr. Matej Supej

RECENZENT

prof. dr. Branko Škof

Avtor dela  
MARTIN KRAŠEK

Ljubljana, 2014

## ZAHVALA

Starši so umetniki, ki s svojo ljubeznijo, trudom in brezmejno podporo iz otroka ustvarijo mladega človeka, ki je pripravljen na samostojno življenje. Z diplomskim delom sem vse bližje temu cilju, za kar se obema najlepše zahvaljujem.

Življenje nas velikokrat pripelje na razpotja, ki od nas zahtevajo izbiro smeri. Za usmerjanje in pomoč pri odločanju na tej poti se najlepše zahvaljujem sestri Nini, ki mi je vedno znova stala ob strani ter me popeljala v svet športa.

Triatlon je več kot le šport, je način življenja, ki mi ga je predstavil Mitja Mori. Mitja je človek, ki s svojo brezpogojno ljubeznijo in nesebičnostjo skrbi za razvoj in promocijo triatlona. S svojim delovanjem v Triatlonskem klubu Ljubljana in odnosom do tega športa je vzor mnogim, tudi meni. Mitja hvala, da si mi pokazal pot v svet triatlona ter za vse kar si storil za ta šport.

Tako kot si nepogrešljiva na vseh osebnih področjih mojega življenja pa tudi tega diplomskega dela brez tvoje pomoči ne bi bilo. Lana hvala!

Zahvale gredo tudi triatlonki, prijateljici in doc. ddr. Meliti Hajdinjak za pomoč pri statistični obdelavi in analizi ter mentorju doc. dr. Janezu Vodičarju in somentorjuizr. prof. dr. Mateju Supeju, ki sta me učila raziskovanja v športu, bila nepogrešljiva usmerjevalca in podpornika pri nastajanju tega dela.

**Ključne besede:** biomehanika teka, triatlon, tek po kolesarjenju, izolirani tek.

**Naslov diplomske naloge:** Primerjava biomehanike izoliranega teka in teka po kolesarjenju v triatlonu

**Martin Krašek**

**Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2014**

**Športno treniranje, kondicijsko treniranje**

Strani: 87; tabele: 10; slike: 56; viri: 75.

## **IZVLEČEK**

Triatlon je šport, ki združuje neprekinjeno dokončanje treh vzdržljivostnih disciplin, in sicer plavanja, kolesarjenja in teka v tem vrstnem redu. Tek po kolesarjenju in izolirani tek se med seboj značilno razlikujeta, zato prehod od kolesarjenja k teku označujemo kot fenomen menjave.

V diplomskem delu je obravnavana primerjava biomehanike izoliranega teka in teka po kolesarjenju. Za izvedbo meritev je bil uporabljen inercialni sistem za zajem prostorskega gibanja. Meritve so bile narejene na terenu, natančneje sta bili obravnavani dve situaciji ob ločenih dnevih. Prva je predstavljala izolirani tek na 3 kilometre, druga pa tek na 3 kilometre po predhodnem 20-minutnem intenzivnem kolesarjenju na trenažerju. Ker gre za pilotno študijo z enim samim merjencem, je bila obsežna študija domače in tuje literature predpogoj za uspešno izvedbo in analizo meritev. Preučevanje teka po kolesarjenju z merilno opremo MVN Biomech je prvo na področju raziskovanja biomehanike gibanja v triatlonu.

Biomehaniko teka smo spremljali preko 21 biomehanskih parametrov, izmerjenih za 10 dvokorakov na 10 kontrolnih točkah tekaške proge. Eksperimentalni situaciji smo medsebojno primerjali s statistično analizo, pri kateri smo opravili enosmerno ANOVO (analiza variance). Z intrinzično linearno regresijo smo ugotavljali povezanost razdalje oziroma kontrolne točke in izbranega biomehanskega parametra kot odvisne spremenljivke.

Rezultati enosmerne ANOVE kažejo, da se vrednosti petih biomehanskih parametrov (hitrost teka, dolžina dvokoraka, frekvenca dvokorakov, čas faze opore ter kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore) statistično značilno razlikujejo med eksperimentalnima situacijama, ostalih 16 parametrov pa ne. Z intrinzično linearno regresijo smo ugotovili, da je vrednosti biomehanskih parametrov teka v odvisnosti od razdalje (kontrolne točke) mogoče učinkoviteje modelirati in napovedovati v primeru izoliranega teka. Poleg tega smo ugotovili, da se 14 od 21 biomehanskih parametrov, v odvisnosti od razdalje, pri teku po kolesarjenju in izoliranem teku ne spreminja po enakem regresijskem modelu.

Primerjava je pokazala, da med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju obstajajo razlike v nekaterih biomehanskih parametrih.

**Key words:** biomechanics of running, triathlon, transition running, isolated running.

**Title of undergraduated thesis:** Biomechanical comparison of isolated running and running after cycling in triathlon

**Martin Krašek**

**University of Ljubljana, Faculty of Sport, 2014**

**Sports training, Conditioning**

Pages: 87; tables: 10; figures: 56; references: 75.

## **ABSTRACT**

Triathlon is multiple-stage competition involving swimming, cycling and running in that order. All disciplines have to be completed without stopping in continuous sequential way. Between each discipline is transition, where running is involved. But there is a big difference between transition running and isolated running that occurs in final discipline. This phenomena is the main objective in diploma thesis.

This diploma thesis presents a biomechanical comparison of isolated running and running after cycling using the 3D inertial motion capture system. This case study with a single subject was conducted in the form of field research. There were two experimental setups in separate days. First one was isolated running of 3000 m and the second one was running 3000 m just after a 20 min high-intensity cycling on home trainer. To date this case study is the first one using MVN Biomech technology to investigate biomechanics of transition running in triathlon.

Running kinematic was analyzed through 21 biomechanical parameters. Each of them was measured for 10 sequential running gaits at 10 control points across the running part. In order to see if there are significant differences in single biomechanical parameter for both experimental setups the single factor repeated measures ANOVA has been used. Regression analysis of different types has been done to estimate the relationships between the distance and single biomechanical parameter as dependent variable.

Significantly different values of five biomechanical parameters have been observed by ANOVA (running speed, stride length, stride frequency, contact time and knee angle during middle-stance phase). It was shown that biomechanical parameters can be modeled and estimated better in the case of isolated running compared to the transition running. Regression analysis has also shown that 14 biomechanical parameters do not change according to the same regression model comparing isolated running and transition running.

The comparison of two different running types has shown that significant differences in the case of several biomechanical parameters exist.

<b>1 UVOD.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Triatlon.....</b>	<b>8</b>
1.1.1 Triatlonska tekmovanja .....	9
<b>1.2 Predmet in problem .....</b>	<b>11</b>
1.2.1 Struktura teka.....	11
1.2.2 Menjava v triatlonu – prehod od ene discipline k drugi.....	14
1.2.3 Menjava 2 – prehod od kolesarjenja k teku .....	15
<b>1.4 Cilji .....</b>	<b>18</b>
<b>1.5 Hipoteze .....</b>	<b>18</b>
<b>2 METODE DELA.....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Preizkušanci.....</b>	<b>19</b>
<b>2.2 Pripomočki.....</b>	<b>19</b>
2.2.1 MVN Biomech.....	20
<b>2.3 Postopek zajemanja podatkov .....</b>	<b>21</b>
2.3.1 Tekaška proga.....	21
2.3.2 Izdelava raziskovalnega načrta.....	23
2.3.3 Meritev 1 (kolesarjenje – tek) .....	24
2.3.4 Meritev 2 (izolirani tek) .....	26
<b>2.4 Zbiranje podatkov .....</b>	<b>28</b>
<b>2.5 Priprava podatkov.....</b>	<b>28</b>
<b>2.6 Definicija in izračun biomehanskih parametrov .....</b>	<b>30</b>
2.6.1 Dolžina koraka .....	30
2.6.2 Dolžina dvokoraka .....	30
2.6.3 Frekvenca in čas dvokorakov.....	30
2.6.4 Kontaktni čas .....	30
2.6.5 Faza opore enega dvokoraka (čas) .....	31
2.6.6 Faza leta enega dvokoraka (čas).....	31
2.6.7 Kot upogiba v kolenu v fazi sprednje opore .....	32
2.6.8 Kot upogiba v kolenu v fazi odziva .....	32
2.6.9 Kot upogiba v skočnem sklepu ob prvem stiku s podlago.....	33
2.6.10 Kot upogiba v skočnem sklepu v fazi odziva.....	33
2.6.11 Najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge .....	33
2.6.12 Višina medenice v fazi opore.....	33
2.6.13 Višina medenice v fazi opore, ko je medenica nad oporno točko .....	34

2.6.14 Kot upogiba v kolenu v fazi opore, ko je medenica nad oporno točko .....	35
2.6.15 Naklon trupa.....	35
2.6.16 Kot upogiba v kolčnem sklepu.....	36
2.6.17 Vertikalna amplituda nihanja centralnega težišča telesa.....	37
<b>2.7 Statistična obdelava podatkov.....</b>	<b>37</b>
<b>3 REZULTATI .....</b>	<b>39</b>
3.1 Frekvenca srca in časi teka.....	39
3.2 Rezultati statistične obdelave.....	41
3.2.1 Rezultati ANOVE .....	41
3.2.2 Rezultati regresije.....	63
<b>4 RAZPRAVA .....</b>	<b>71</b>
<b>5 SKLEP .....</b>	<b>80</b>
<b>6 VIRI.....</b>	<b>82</b>



# 1 UVOD

Triatlon je relativno mlad šport, ki je bil prvič na programu olimpijskih iger leta 2000 v Sydneyju. Gre za izjemno zanimiv ter atraktiven šport, ki je vse bolj popularen. Leta 2009 naj bi se po predvidevanjih v Združenih državah Amerike kar 1,2 milijona ljudi udeležilo vsaj enega triatlonskega tekmovanja (Rendos, Harrison, Dicharry, Sauer in Hart, 2013). Tri leta kasneje, na olimpijskih igrah v Londonu, je bila moška preizkušnja v triatlonu s 300 000 gledalci eden od najbolj gledanih športnih dogodkov olimpijskih iger. Da ima triatlon tudi v Sloveniji velik potencial, kažejo ugotovitve Doupone in Sile (2007), po katerih so med prvimi desetimi najpopularnejšimi športi tako pri ženskah kot pri moških plavanje, kolesarjenje in tek, pri tem pa se prva dva uvrščata celo med tri najpopularnejše športne aktivnosti. Ukvarjanje s triatlonom postaja vse pogostejše med širšo množico, po drugi strani pa specifične značilnosti tega športa postajajo vse bolj zanimive za raziskovanje. Raziskovanje je namenjeno iskanju odgovorov na vprašanja, ki bi pripomogla k razumevanju posameznih značilnosti triatlona ter optimalni pripravi športnika na triatlonsko tekmovanje.

## 1.1 Triatlon

Beseda triatlon je sestavljena iz grških besed **treis (tri)** ter **athlos (tekmovanje)** in sama po sebi opisuje bistvo tega športa. Triatlon je torej športna disciplina sestavljena iz dokončanja treh zaporednih vzdržljivostnih športov. Različic triatlona je več, a zagotovo je najbolj popularna tista, v kateri tekmovalec preplava, prekolesari ter preteče določeno razdaljo v tem vrstnem redu brez ustavljanja merjenja časa. Prehod iz ene discipline na drugo imenujemo menjava, ki jo športniki opravijo v za to namenjenem menjalnem prostoru. Ta je namenjen menjavi opreme, oblačil in pripomočkov, ki jih bo športnik potreboval pri naslednji disciplini. Navadno menjavo med plavanjem ter kolesarjenjem označujemo s simbolom **T1**, menjavo med kolesarjenjem in tekom pa s **T2**. Velika črka T označuje začetnico angleške besede »**transition**«, ki v slovenščini pomeni menjava, številki 1 in 2 pa zaporedno številko menjave. Merjenje časa se začne s skupinskim štartom pri plavanju ter konča ob koncu tekaškega dela. Zmagovalec tekmovanja je tisti, ki za celotno preizkušnjo (plavanje, menjava 1, kolesarjenje, menjava 2 in tek) porabi najmanj časa (Kaj je triatlon?, 2013).

Zgodovina triatlona sega v antiko, ko je bilo povezovanje različnih športov poznano pod imenom mnogoboj in tega opredeljujemo kot predhodnika triatlona. Na prehodu iz 19. v 20. stoletje je Pierre de Coubertin v moderni peteroboj vključil plavanje in tek, ki sta danes disciplini triatlona. Med letoma 1920 in 1930 je, po raziskavah ameriškega triatlonskega zgodovinarja Scotta Tinleya, sledil razvoj triatlona pod imenom »Les trois sports« (Trije športi), »Le Course des Debrouillards« (Dirka iznajdljivih) ali »La course des Touche a Tout« (Dirka multitalentov). Tovrstna triatlonska tekmovanja so bila že sestavljena iz plavanja, kolesarjenja in teka, a ne v takšnem vrstnem redu, kot ga poznamo danes (Zupan, 1998; Kaj je triatlon?, 2013).

Za prvi moderni triatlon oziroma triatlon po današnji definiciji šteje Fiesta and Island Race Triathlon, ki je bil izveden leta 1975 v Mission Bayu v San Diegu. Prvo triatlonsko tekmovanje, ki ga poznamo danes pod imenom Ironman, pa je bilo organizirano na Havajih 15. februarja 1978. Po nastanku

moderne triatlona je sledil hiter razvoj tega »novega športa«. Leta 1980 je bil prvi triatlon na evropskih tleh, leta 1984 so evropske države ustanovile svojo krovno organizacijo, ki se imenuje Evropska triatlonska organizacija, s kratico ETU (ang. »European Triathlon Union«). Zaradi širjenja triatlona po vsem svetu ter želje, da bi se ta uvrstil med olimpijske športe, je triatlon potreboval uradni organizacijski oziroma upravni organ. Tako je bila 1. aprila 1989 ustanovljena Svetovna triatlonska organizacija – ITU (ang. »International Triathlon Union«). Hkrati je bila na ustanovnem sestanku določena tudi standardna razdalja triatlonskih tekmovanj. Danes jo poznamo pod imenom kratki, olimpijski ali standardni triatlon, pri katerem morajo tekmovalci preplavati 1500 metrov, prekolesariti 40 kilometrov ter preteči 10 kilometrov. Tretjega septembra 1994 je Mednarodni olimpijski komite na kongresu v Parizu uvrstil triatlon v redni program olimpijskih iger. Leta 2000 so se tako prvič v zgodovini olimpijskih iger v Sydneyju med seboj pomerili najboljši triatlonci in triatlonke sveta. Hkrati z debijem triatlona na OI pa je ta šport doživel nov val popularizacije in razvoja po vsem svetu (Triathlon, 2013; Zupan, 1998).

Leta 1990 je bila ločeno od Svetovne triatlonske organizacije, ustanovljena Svetovna triatlonska korporacija (World Triathlon Corporation – WTC). Gre za profitno organizacijo, ki organizira, promovira in licencira Ironman, Ironman 70.3 in serijo 5150 triatlonskih tekmovanj. Gre za organizacijo, ki skrbi izključno za razvoj, promocijo in organizacijo tekem pod svojim okriljem ter ni neposredno povezana z nobeno nacionalno zvezo ali klubom (Triathlon, 2013).

### 1.1.1 Triatlonska tekmovanja

Od prvega moderne triatlona pa do danes se je ta šport razvijal zelo hitro in je doživel mnogo sprememb, danes pa ga lahko uvrščamo med tiste, z najhitrejšo rastjo popularnosti. Tako ima triatlon kar nekaj različic, ki jih v temelju lahko razdelimo v dve skupini. Prva skupina opredeljuje različna triatlonska tekmovanja glede na dolžine, ki jih morajo tekmovalci preplavati, prekolesariti in preteči, druga skupina pa opredeljuje izpeljanke iz triatlona, ki so se razvile kot njegova alternativa.

#### **Triatlonska tekmovanja različnih razdalj, ki so mednarodno priznana**

**Tabela 1**

Klasifikacija standardnih triatlonskih razdalj po ITU (ITU competition rules, 2014).

Klasifikacija standardnih triatlonskih razdalj po ITU (ITU = International Triathlon Union – Mednarodna triatlonska zveza)				
NAZIV TEKMOVANJA	Uradni naziv	Plavanje (razdalja v metrih)	Kolesarjenje (razdalja v kilometrih)	Tek (razdalja v kilometrih)
ekipna štafeta	Team relay	250–300 m	5–8 km	1,5–2 km
super šprint triatlon	Super sprint Distance	250–500 m	6,5–13 km	1,7–3,5 km
šprint triatlon	Sprint Distance	do 750 m	do 20 km	do 5 km
standardni triatlon	Standard Distance	1500 m	40 km	10 km
srednji triatlon	Middle Distance	1900–3000 m	80–90 km	20–21 km
dolgi triatlon	Long Distance	1000–4000 m	100–200 km	10–42,2 km
op.: V nasprotju s preostalimi je vožnja v zavetrju pri srednjem in dolgem triatlonu prepovedana.				

V Tabeli 1 so predstavljene različice triatlonskih tekmovanj, ki jih priznava Mednarodna triatlonska zveza glede na dolžino tekmovanja.

### **Skupina različic, izpeljanih iz triatlona**

**Akvatlon** je izpeljanka, sestavljena iz plavanja, teka in plavanja. V akvatlonu se po navadi tekmuje na standardni ali dolgi razdalji. Poznamo različice, pri katerih prve discipline ni in tekmovalci najprej plavajo ter nato tečejo.

**Duatlon** je izpeljanka, sestavljena iz teka, kolesarjenja in teka. Tekmovanja v duatlonu so: ekipni štafetni duatlon, šprint duatlon, standardni duatlon ter dolgi duatlon.

**Kros duatlon** je izpeljanka, sestavljena iz teka po neasfaltiranih površinah, gorskega kolesarjenja ter teka po neasfaltiranih površinah. Obstaja več različic kros duatlona glede na razdalje posameznih disciplin.

**Kros triatlon** je izpeljanka triatlonskega tekmovanja, pri kateri tekmovalci najprej plavajo, nato kolesarijo z gorskim kolesom in na koncu tečejo (po neasfaltirani površini). Obstaja več različic kros triatlona glede na razdalje posameznih disciplin.

**Zimski triatlon** je izpeljanka triatlonskega tekmovanja, pri katerem tekaškemu delu sledi gorsko kolesarjenje ter tek na smučeh.

**Dvoranski triatlon** je izpeljanka, ki poteka v zaprtem prostoru, navadno v športnem središču, kjer je na voljo bazen, kolesarska steza (velodrom) ter tekaška steza.

**Triatlon mešanih štafet** je triatlonsko tekmovanje med ekipami. Ekipo sestavljajo dva tekmovalca ter dve tekmovalki, ki tekmujejo zaporedno po sistemu ženska, moški, ženska, moški. Vsak od tekmovalcev opravi celotni šprint triatlon. Za končni čas ekipe se šteje čas od trenutka, ko prvi član prične tekmovanje, do trenutka, ko četrti član konča tekmovanje. To tekmovanje želijo vpeljati tudi na olimpijske igre.

**Trikrat štafetni triatlon** je triatlonsko tekmovanje ekip. Ekipo sestavljajo trije tekmovalci istega spola. Vsak od njih zaporedno opravi celotni triatlon/zimski triatlon/kros triatlon. Čas se šteje od začetka tekmovanja prvega člana do konca tekmovanja tretjega člana ekipe.

**Štafetni triatlon** je prav tako ekipno tekmovanje. Ekipo sestavljajo trije člani, ne glede na spol. Prvi tekmovalec opravi plavalni del, drugi kolesarski in tretji tekaški del. Čas se meri od pričetka plavanja prvega člana do končanja teka tretjega člana.

**Ekipno tekmovanje na podlagi individualnih rezultatov** – ekipa sestavlja od 3 do 5 članov istega spola. Končni čas tekmovanja je seštevek treh najboljših rezultatov.

**Paratriatlon** je triatlonsko tekmovanje za gibalno ovirane tekmovalce. Navadno poteka v obliki šprint razdalje. Svetovna prvenstva potekajo pod okriljem ITU. Glede na vrsto telesne okvare tekmovalci tekmujejo v šestih različnih kategorijah.

Zgoraj naštetih različic so tiste, ki jih priznava Mednarodna triatlonska zveza, a obstajajo še druge, kot na primer triatlon jeklenih (veslanje-gorsko kolesarjenje-tek), »aquabike« (plavanje-kolesarjenje) in druge.

## **1.2 Predmet in problem**

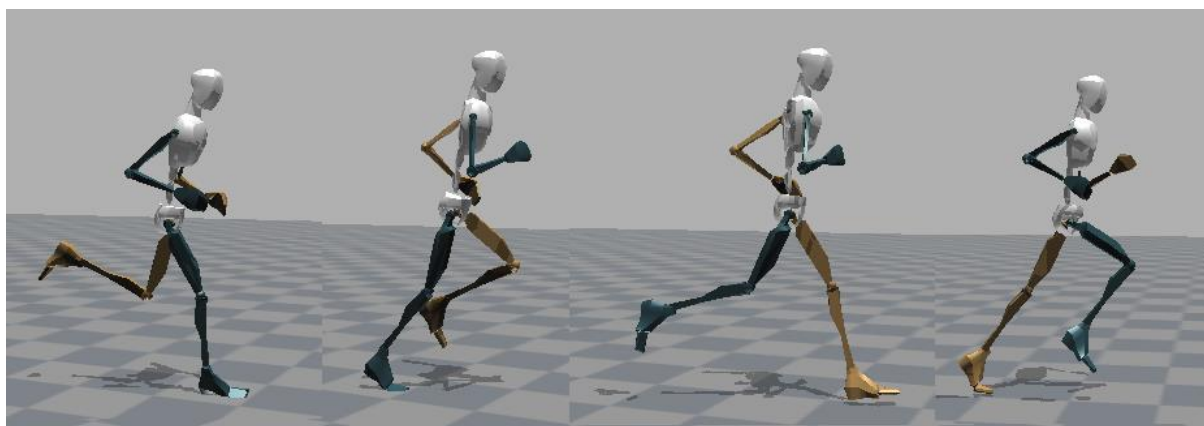
Triatlon je šport, ki združuje tri zaporedne discipline, in sicer plavanje, kolesarjenje in tek, ločene z dvema menjavama. Znano je, da tisti, ki je sposoben po plavanju ter kolesarjenju teči hitreje, navadno dosega boljši končni rezultat (Landers, Blanksby in Ackland, 2011a; Millet, Millet, Hoffman in Candau, 2000). Končni uspeh naj bi bil torej v veliki meri odvisen prav od tekaškega dela (Vleck, Bürgi in Bentley, 2006). Tako je druga menjava ali prehod od kolesarjenja k teku ena od največjih zanimivosti in hkrati posebnosti triatlonskega tekmovanja, s katero se ukvarjajo tako trenerji in tekmovalci kot tudi raziskovalci. Po pričevanjih udeležencev raziskave, ki sta jo izvedla Heiden in Burnett (2003), naj bi po prehodu od kolesarjenja k teku merjenci poročali o nekakšnem pomanjkanju koordinacije oziroma o ne povsem koordiniranem teku. Tek po kolesarjenju je zato zelo zanimivo področje raziskovanja, ki se ga lahko lotevamo z različnih zornih kotov, eden od njih je tudi z vidika biomehanike teka.

### **1.2.1 Struktura teka**

Tek je monostrukturno gibanje, ki je odvisno od številnih dejavnikov in njihove medsebojne povezanosti. Osnovna struktura teka je dvojni korak oziroma dvokorak. Dvojni korak pomeni en ciklus tekaškega koraka. Znotraj ciklusa tekaškega koraka se izmenjujeta dobi opore z eno in nato z drugo nogo ter dve dobi zamaha (Čoh, 2002).

Gibanje vsake noge se deli na štiri faze: doba opore na fazo sprednje in zadnje opore, doba zamaha pa na fazo sprednjega in na fazo zadnjega zamaha. Pri prehodu iz ene faze v drugo je mogoče opredeliti štiri momente:

- moment zapuščanja podlage z odzivno nogo, ki loči fazo zadnje opore od faze zadnjega zamaha,
- moment sprednjega dotika, ki loči fazo sprednjega zamaha od faze sprednje opore,
- moment vertikalne oporne noge, ki loči fazi sprednje in zadnje opore,
- moment vertikalne zamašne noge, ki loči fazi zadnjega in sprednjega zamaha.



Slika 1. Struktura tekaškega koraka.

**Tabela 2**

Struktura tekaškega koraka po Čohu (2002).

Faze	faza sprednje opore	faza zadnje opore	faza zadnjega zamah	faza sprednjega zamaha
Začetek	moment sprednjega dotika	moment vertikalne odrivne noge	moment zapuščanja podlage	moment vertikalne zamašne noge
Konec	moment sprednjega dotika	moment zapuščanja podlage	moment vertikalne zamašne noge	trenutek sprednjega dotika

**Faza sprednje opore** se prične s prvim stikom s podlago, ki je hkrati mejni moment s fazo sprednjega zamaha. Stik stopala s podlago je navadno pred pravokotno projekcijo centralnega težišča telesa (CTT) na podlago, kar posledično pomeni, da sila reakcije podlage deluje v nasprotni smeri teka. Negativna komponenta sile reakcije podlage deluje toliko časa, dokler CTT ne pride nad oporno točko. Ta trenutek pa hkrati pomeni mejo med fazo sprednje in zadnje opore (Čoh, 2002).

**Faza zadnje opore** se tako prične, ko CTT preide točko opore, ter se konča, ko stopalo zapusti podlago. Tekoč v tej fazi deluje na podlago poševno nazaj in navzdol, pri čemer ima sila odziva na podlago dve komponenti: silo pritiska (vertikalna komponenta) ter silo trenja (horizontalna komponenta). Sila reakcije podlage se v fazi zadnje opore prenaša na točko CTT. Rezultanta sile reakcije podlage je odvisna od razmerja njene horizontalne in vertikalne projekcije. Na velikost obeh vpliva odzivni kot tekača, kar pomeni, da ostrejši kot je odzivni kot, tem večja je horizontalna komponenta, ki pomeni tisto propulzivno silo, ki potiska tekača naprej. Hkrati pa je manjša vertikalna komponenta, ki povzroča vertikalno oscilacijo točke CTT (Čoh, 2002).

**Faza zadnjega zamaha** se prične, ko noga po odzivu v fazi zadnje opore zapusti podlago. V tem trenutku se začne zdaj zamašna noga pomikati v smeri naprej do momenta vertikalne. Pomikanje goleni v smeri naprej je povezano s kotno hitrostjo tega segmenta z osiščem v kolčnem sklepu. Kotna hitrost golenice bo toliko večja, čim ostrejši je kot v kolenu zamašne noge (Čoh, 2002).

**Faza sprednjega zamaha** sledi momentu, ko zamašna noga po fazi zadnjega zamaha doseže vertikalo. S prvim delom noge se konča, ko koleno zamašne noge doseže najvišjo točko. Pri tem se izvede povečan pritisk na podlago. Zamah z zamašno nogo ima obremenilni učinek, ko pa se koleno zaustavi, nastane razbremenilni efekt. Le-ta je tem večji, čim ostrejša je blokada kolena zamašne noge v najvišji točki. Masa zamašne noge predstavlja 20 % vse telesne mase, zato ima masa ob zaustavitvi svojo kinetično energijo in vztrajnost. Tako prispeva faza sprednjega zamaha pomemben delež k propulzivni sili, ki potiska tekača naprej. Kriterij učinkovitosti sprednjega zamaha je odprtost kota med obema stegnoma ter kot med stegnom zamašne noge in horizontalo. Vrednost tega kota mora biti čim manjša. S trenutkom, ko se koleno zaustavi, je končana prva faza sprednjega zamaha. V drugem delu pride do nihanja goleni v kolenskem sklepu ter postavljanja stopala na tla ter tako konec faze sprednjega zamaha in začetek faze sprednje opore (Čoh, 2002).

Za tek je značilno, da se v gibanju izmenjujejo faze leta in faze opore. Tako lahko en tekaški dvokorak razdelimo na štiri dele:

- faza opore na desni nogi,
- faza leta,
- faza opore na levi nogi,
- faza leta.

Za lažje razumevanje oporne faze tekalnega koraka le-to delimo na tri podfaze (Škof in Dolenc, 2001):

- dotik stopala s podlago (ang. foot-strike) – faza, ki se začne s prvim stikom stopala s podlago ter konča s polno oporo stopala na podlago (slika 2),
- faza srednjega opiranja (ang. midsupport) – faza, ki se začne s polno oporo stopala na podlago ter konča z začetkom iztega stopala (slika 2),
- odziv (ang. take off ali toe-off) – faza, ki se prične z začetkom iztega stopala ter konča, ko stopalo zapusti podlago (slika 2).



Slika 2. Delitev oporne faze.

### **1.2.2 Menjava v triatlonu – prehod od ene discipline k drugi**

V teoriji je triatlon športna disciplina, ki vključuje neprekinjeno dokončanje treh zaporednih vzdržljivostnih športnih disciplin. V praksi pogosto govorimo o športu treh disciplin, a petih dogodkov, saj plavanje, kolesarjenje in tek dopolnjujeta še prehod med plavanjem in kolesarjenjem (menjava 1) ter prehod med kolesarjenjem in tekom (menjava 2). Ravno povezovanje športnih disciplin z menjavama je tista glavna posebnost oziroma specifičnost, ki loči triatlon od izoliranega plavanja, izoliranega kolesarjenja in izoliranega teka. Sama beseda menjava lahko v triatlonu pomeni dve ločeni stvari, in sicer na eni strani tehnično izvedbo menjave od ene discipline k drugi ter na drugi strani spremembo v načinu gibanja, ki ga zahteva posamezna disciplina.

#### **Tehnična menjava**

Tehnična izvedba menjave označuje prehod od ene discipline k drugi, torej menjava 1 je prehod od plavanja h kolesarjenju, menjava 2 pa od kolesarjenja k teku. Pri menjavi 1 gre za dogodek, ki poteka od izstopa iz vode do menjalnega prostora, kjer poteka menjava opreme in ostalih pripomočkov, ki jih bo tekmovalec potreboval pri kolesarjenju, pa do trenutka, ko tekmovalec sede na kolo in začne kolesariti. Menjava 2 pa pomeni dogodek, ki poteka od sestopa s kolesa, dogajanje v menjalnem prostoru, kjer poteka menjava opreme in ostalih pripomočkov, ki jih bo tekmovalec potreboval pri teku, pa do trenutka, ko tekmovalec zapusti menjalni prostor. Dogajanje pri obeh menjavah je natančno opredeljeno s pravili, kršenje teh pa je sankcionirano. Hitrost tehnične izvedbe menjave je v zadnjem času vse pomembnejša, saj lahko prepočasna izvedba prve menjave pomeni izgubo skupine na kolesu ter posledično samostojno kolesarjenje ter slabši rezultat. V nasprotju s prvo menjavo je druga manj kritična z vidika izgube časa. Glede na to, da so včasih razlike v končnem času tekmovalcev le nekaj sekund, lahko vsakršna izguba časa v menjalnem prostoru pomeni slabšo uvrstitev ali celo izgubo zmage.

#### **Menjava kot sprememba v načinu gibanja**

Z izrazom menjava po drugi strani razumemo spremembe, ki nastanejo kot posledica drugačnega gibanja ter okolja, ki ga zahteva prehod od ene discipline k drugi. Triatlon je sestavljen iz treh disciplin, in sicer plavanja, kolesarjenja in teka, prav vsaka od njih pa ima specifične značilnosti, kot so medij, v katerem poteka gibanje, položaj telesa, vključenost različnih mišičnih skupin, različne vrste mišičnega naprežanja (krčenja), način dihanja, hitrost gibanja, velikost delovanja zunanjih sil na telo in druge. Te spremembe lahko izzovejo različne fiziološke, presnovne in biomehanske odzive organizma.

Prva menjava zahteva prehod od plavanja h kolesarjenju (tek do menjalnega prostora je izvzet). Glavne spremembe, ki se zgodijo, so sprememba položaja telesa iz horizontalnega v vertikalnega, dihanje na kopnem ni več vsiljeno kot v vodi, najbolj aktivne mišice postanejo mišice spodnjih okončin v nasprotju s plavanjem, pri katerem je pomembnejša aktivnost mišic zgornjega dela telesa in rok. Prenos sile na podlago se spremeni in tako tudi obremenitev na telo. Kolesarjenje poteka v približno 800-krat redkejšem mediju pri hitrosti, ki lahko presega tudi 50 km/h, v nasprotju s plavanjem, pri katerem gibanje poteka pri hitrosti okoli 3–5 km/h. V praksi tekmovalci največkrat izpostavijo občutke, povezane z ravnotežjem pri spremembi položaja iz ležečega v pokončnega ter kasneje ritem dihanja ter težki občutek nog v začetnem delu kolesarjenja. Pomembnejši in zato tudi

bolj zanimiv pa je pojav prehoda od kolesarjenja k teku, ki se zgodi pri drugi menjavi (Millet in Vleck, 2000).

Tako druga menjava pomeni prehod od kolesarjenja k teku, pri kateri lahko med glavne spremembe štejemo spremembo gibanja v sedečem položaju, kjer je sila reakcije podlage na telo posredna, v pokončni položaj pri teku, kjer imamo neposredno silo reakcije podlage na telo, ki je pri vsakem koraku 2,5- do 3-kratnik telesne teže. Pri kolesarjenju gre za koncentrično naprežanje mišic spodnjih okončin, medtem ko je za tek značilno ekscentrično-koncentrično mišično naprežanje. Pomembno je tudi dejstvo, da je frekvenca gibanja nog pri kolesarjenju nekoliko višja kot pri teku (Landers idr., 2011a).

Jasno je, da višje ko je tekmovalec uvrščen po kolesarskem delu, bolj sta za končno uvrstitev pomembni hitra izvedba menjave (tehnična izvedba menjave) ter optimalna prilagoditev na spremembe v gibanju, ki se zgodijo kot posledica prehoda od kolesarjenja k teku (Millet in Vleck, 2000).

### **1.2.3 Menjava 2 – prehod od kolesarjenja k teku**

Nenavadni občutki in na videz drugačen način teka po predhodnem kolesarjenju, ki ga zaznavajo športniki in opisujejo trenerji, so že predmet razmišljanja tako med športniki kot tudi med stroko. O tem vprašanju je bilo izvedenih že kar nekaj raziskav, kjer so k problemu pristopali z različnih strani, od spremljanja fizioloških procesov, biomehanike gibanja pa do živčno-mišične aktivnosti ter same taktike na tekmovanjih. Znano je, da tekmovalci dosegajo boljše čase pri teku, kadar ta ni pod vplivom predhodnega kolesarjenja, zato je cilj večine raziskav iskanje vzrokov za tovrstno dogajanje ter načinov, kako zmanjšati učinke tega pojava, kar vodi do boljšega rezultata na triatlonskih tekmovanjih.

Številni avtorji opredeljujejo visoko maksimalno porabo kisika  $VO_2max$ , laktatni prag ter njegov delež glede na  $VO_2max$  in seveda energijske zahteve kot ključne dejavnike tekmovalne uspešnosti (Millet in Vleck, 2000). Povezava med temi dejavniki, izmerjenimi po posameznih disciplinah, ter triatlonsko tekmovalno uspešnostjo pa ni tako visoka, kot bi iz tega lahko sklepali (Millet in Vleck, 2000). Ključnega pomena za uspešnost v triatlonu je optimalno povezovanje vseh treh disciplin med seboj (Hue, LeGallais, Chollet, Boussana in Prefaut, 1998). Kot že omenjeno naj bi imela prva menjava manjši vpliv na končni rezultat, zato je v literaturi mogoče zaslediti več posvečanja pozornosti menjavi 2, ki je pomembnejša za tekmovalno uspešnost v triatlonu (Millet in Vleck, 2000).

#### **Tehnični in taktični pogled na izvedbo menjave 2**

Postavitev menjalnega prostora je takšna, da vsem tekmovalcem zagotavlja enake pogoje. Navadno se na menjavo pripelje večja skupina kolesarjev, kar lahko pomeni nevarnost padcev ter izgubo časa v gneči. Ravno zaradi tega ob končnem delu kolesarjenja prihaja do sprememb, kot sta višja hitrost in višja frekvenca kolesarjenja, saj se tekmovalci borijo za čim boljši položaj pred prihodom v menjalni prostor (Millet in Vleck, 2000). Čas, ki ga tekmovalci navadno porabijo za izvedbo druge menjave, je približno od 20 do 90 sekund, odvisno od tekmovališča ter seveda same hitrosti izvedbe tehnične menjave posameznega tekmovalca.



### **Fiziološke spremembe pri menjavi 2**

Laboratorijske meritve so pokazale, da je tek po kolesarjenju energijsko zahtevnejši od izoliranega teka pri enakih hitrostih. Poraba kisika, frekvenca dihanja, stopnja ventilacije ter frekvenca srca dosežajo višje vrednosti. Nekateri avtorji navajajo kot razlog povišane porabe kisika zmanjšanje glikogenskih rezerv, ki jih povzroči predhodno kolesarjenje ter s tem prehod k višjemu deležu presnove maščob (Hue idr., 1998; Guezennec, Vallier in Bigard, 1996; Hauswirth, Bigard, Berthelot, Thomaidis in Guezennec, 1996). Hiperventilacijo in nižjo učinkovitost respiracije pojasnjujejo z utrujanjem dihalnih mišic v prvih sedmih minutah teka (Hue idr., 1998), nižjo pljučno complianco ter z aktivnostjo izzvano hipoksemijo (Caillaud, Serre-Cousine, Anselme, Captdevilla in Prefaut, 1995, v Millet in Vleck, 2000). Povišan srčni utrip je delno posledica dehidracije (Guezennec idr., 1996; Hauswirth idr., 1996; Hauswirth, Bigard in Guezennec, 1997). Energijska poraba, opredeljena z ml O<sub>2</sub>/kg · min, je od 1,6 % do 11,6 % višja pri teku po kolesarjenju v primerjavi zgolj s tekom (Kreider, Boone, Thopson, Burkes in Cortes, 1988; Hue idr., 1998; Danner in Plowman, 1993; Guezennec idr., 1996; Hauswirth idr., 1996). Razlikovanje v odstotkih nastaja zaradi različnih razmer, v katerih poteka predhodno kolesarjenje: vožnja v zavetrju, vožnja, pri kateri zavetrje ni dovoljeno, stalna obremenitev, spreminjajoča se obremenitev (Hauswirth, Lehénaff, Dréano in Savonen, 1999).

### **Senzorične prilagoditve pri menjavi 2**

O vplivih spremembe položaja telesa, ki se med kolesarjenjem in tekom razlikuje, na ohranjanje ravnotežja ni znanega veliko. Pri ohranjanju ravnotežja gre za kompleksno sodelovanje različnih senzoričnih sistemov, na podlagi katerih se oblikujejo gibalni odgovori za vzdrževanje oziroma vzpostavljanje ravnotežja (Bačanac idr., 2007). Pritoki informacij iz senzoričnih sistemov se med različnimi športnimi dejavnostmi razlikujejo. Izsledki ene od raziskav so pokazali, da proprioreceptivne povratne informacije po prenehanju določene aktivnosti, kot sta kolesarjenje in tek, za krajše časovno obdobje prenehajo prihajati. Iz tega morda sledi, da pri prehodu od kolesarjenja k teku telo ni pravilno oskrbljeno z živčno-senzornimi povratnimi informacijami (Lepers, Bigard, Diard, Gouteyron in Guezennec, 1997).

Mogoče je, da so nekatere biomehanske spremembe, kot sta gibanje v kolčnem sklepu ter nesimetrični korak, ki so bile opažene pri prehodu od kolesarjenja k teku, posledice zaostajanja prilagoditve živčno-senzornih procesov na novo aktivnost. Čas za popolno prilagoditev pa je verjetno odvisen od vsakega posameznika (Millet in Vleck, 2000).

### **Biomehanske spremembe in značilnosti pri menjavi 2**

Razlike v povečani energijski porabi pri teku po kolesarjenju v primerjavi z izoliranim tekom so potrdili številni avtorji (Guezennec idr., 1996; Brisswalter, Hauswirth, Smith, Vercruyssen in Vallier, 2000; Hauswirth idr., 1996; Hauswirth idr., 1997; Hue idr., 1998; Elliot in Roberts, 1980; Millet in Bentley, 2004; Peeling, Bishop in Landers, 2005; Kreider idr., 1988; Bernard idr., 2003). Eden od možnih vzrokov se morda skriva tudi v biomehanskih spremembah teka (Candau, Bell, Millet, Georges, Barbier in Rouillion, 1998). Ugotovitve pri primerjanju biomehanike izoliranega teka ter teka po kolesarjenju se med seboj razlikujejo.

Millet, Millet in Candau (2001), Millet, Millet idr. (2000), Cala, Veiga, Garcia in Navarro (2009), Hauswirth idr. (1996), Hue idr. (1998), Quigley in Richards (1996) ugotavljajo, da dolžina in frekvenca koraka pri teku po kolesarjenju ostaja nespremenjena. Prav tako ni sprememb v vertikalni

amplitudi nihanja medenice in gležnjev ter kotov upogiba med stegni, v kolenih ter trupu v različnih fazah tekaškega koraka (Hauswirth idr., 1997; Quigley in Richards, 1996; Millet, Millet idr., 2000). Enako ugotavljajo tudi za čas faze leta. Cala idr. (2009) so v svoji raziskavi ugotovili, da predhodno kolesarjenje ne vpliva na učinkovitost teka na triatlonskem tekmovanju. Tudi Chapman, Vicenzino, Blanch, Dowlan in Hodges (2008), Hue idr. (1998), Millet, Millet idr. (2000) v svojih raziskavi pravijo, da ni razlik v kinematiki teka med preiskovanci, ki so tekli izolirano, in tistimi, ki so tekli po kolesarjenju.

Na drugi strani pa avtorji v svojih raziskavah ugotavljajo spremembe v kinematiki teka po kolesarjenju v primerjavi z izoliranim tekom. Poročajo o statistično značilnem krajšem koraku med tekom, ki sledi kolesarjenju (Marino in Goegan, 1993; Hauswirth idr., 1997). Vercruyssen idr. (2002) so v raziskavi ugotovili, da so preiskovanci po kolesarjenju tekli z višjo frekvenco korakov kot pri izoliranem teku. Witt (1993) poroča o motnjah EMG aktivnosti mišic vastus lateralis, tibialis anteriorja ter tensor fascia latae pri prehodu od koncentričnega mišičnega naprežanja pri kolesarjenju k ekscentrično-koncentričnem mišičnem naprežanju pri teku ter spremembam v rekrutaciji motoričnih enot. Hauswirth idr. (1997) so ugotovili, da povečan naklon trupa naprej pri teku po kolesarjenju vpliva na učinkovitost teka. Zanimivo je dejstvo, da številne raziskave kažejo na povišano frekvenco korakov v prvih minutah teka pri triatlonu oziroma po kolesarjenju (Hauswirth idr. 1997; Hue idr. 1998; Bernard idr., 2003; Millet in Vleck, 2000; Hauswirth in Lehenaff, 2001). Tako lahko odgovore na nekatera vprašanja o pojavu druge menjave iščemo tudi z vidika opazovanja biomehanike.

V dosedanjih raziskavah so biomehaniko teka po kolesarjenju spremljali na različne načine. Najpogostejša je kinematična analiza na podlagi podatkov, zajetih z video kamero. Nekateri so s kamerami spremljali 2D-kinematiko (Cala, Cejuela in Navarro, 2010, Landers, Blanksby in Ackland, 2011b; Marino in Goegan, 1993; Hue idr., 1998; Cala idr., 2009; Hauswirth idr., 1997), drugi pa 3D (Haworth idr., 2010, Rendos idr., 2013, Bonacci idr., 2010; Sayers in Gardner, 2012;). Poleg kinematike so raziskovalci spremljali še EMG aktivnost mišic spodnjih okončin (Le Meur idr., 2012; Rabita, Couturier, Dorel, Hauswirth in Le Meur, 2013; Bonacci idr., 2010; Witt, 1993) in/ali silo reakcije podlage ob pomoči tenziometrijske plošče ali pa senzorjev za merjenje sile v tekaških čevljih (Rendos idr., 2013; Girard idr., 2013; Rabita idr., 2013; Le Meur idr. 2012). Spremljanje kinematike med triatlonskim tekmovanjem ali med meritvami na terenu je bilo v vseh raziskavah omejeno na en ali dva tekaška dvokoraka na spremljanem odseku (Marino in Goegan, 1993; Cala idr., 2009; Cala idr., 2010; Landers idr., 2011), kar je ena od omejitev spremljanja kinematike ob pomoči sistema kamer na terenu. V laboratorijskih razmerah na tekaški stezi se tej omejitvi izognemo in lahko pridobimo podatke za več zaporednih korakov, a so razmere za tek vsekakor drugačne kot na samem tekmovanju (Hauswirth idr., 1997; Millet idr., 2001; Haworth idr., 2010; Rendos idr., 2013). Z uporabo inercialne tehnologije za zajemanje gibanja 3D MVN Biomech bi lahko spremljali kinematiko teka na daljšem odseku, in to na terenu, kjer bi bila situacija bolj podobna tisti s triatlonskih tekmovanj. Izvedba take meritve s takšno tehnologijo bi bila prva na področju raziskovanja triatlona.

## 1.4 Cilji

Tek po kolesarjenju, ki je značilnost triatlonskih tekmovanj, je v primerjavi z izoliranim tekom energijsko zahtevnejši. Številni športniki poročajo o spremembah občutkov med tekom ter o sami tehniki teka po menjavi 2. Samo občutki športnikov in opažanja trenerjev pa niso dovolj za potrjevanje takih domnev, zato moramo ta pojav obravnavati bolj strokovno. Glede na to, da so raziskovalci večinoma pristopali k raziskovanju biomehanskih parametrov tekaškega koraka z analizo podatkov, dobljenih z video kamerami, je bil naš glavni cilj merjenje, opazovanje ter primerjanje teh z drugačno merilno tehnologijo v terenski raziskavi simulacije menjave 2.

Tako so bili iz problema ter predmeta dela izpeljani ti cilji:

1. spremljanje biomehanike teka 10 dvokorakov na izbranih odsekih tekaške proge,
2. primerjava biomehanike izoliranega teka ter teka po kolesarjenju,
3. spremljanje frekvence srca v odvisnosti od časa teka na tekaški progi.

## 1.5 Hipoteze

- H<sub>01</sub> Triatlonec preteče enako razdaljo ( tri kilometre) v krajšem času pri izoliranem teku kot pri teku po kolesarjenju.
- H<sub>02</sub> Merjenec izbrano razdaljo preteče z nižjo intenzivnostjo ob enakem ali večjem naporu z vidika intenzivnosti (frekvence srca).
- H<sub>03</sub> Vrednosti biomehanskih parametrov se pri izoliranem teku ter teku po kolesarjenju statistično značilno razlikujejo.
- H<sub>04</sub> Vrednosti biomehanskih parametrov teka je v odvisnosti od razdalje (kontrolne točke) mogoče učinkoviteje modelirati in napovedovati v primeru izoliranega teka.
- H<sub>05</sub> Biomehanski parametri se, v odvisnosti od razdalje, pri teku po kolesarjenju ter izoliranem teku spreminjajo po enakem regresijskem modelu.

## 2 METODE DELA

### 2.1 Preizkušanci

Izvedena je bila pilotna študija z enim merjencem. Merjenec je bil aktivni tekmovalec triatlona, ki je leta 2013 tekmoval v kategoriji mlajši mladinci ter v njej tudi zmagal v duatlonskem in triatlonskem pokalu, na državnem prvenstvu v šprint triatlonu osvojil 1. mesto, v super šprint triatlonu pa 3. mesto. Star je bil torej 17 let (letnik rojstva 1996). S triatlonom se je do trenutka meritev ukvarjal 3 leta, v obdobju meritev pa je treniral približno 15 ur tedensko. Merjenec je bil visok 185,1 cm in tehtal 73,4 kilograma.

### 2.2 Pripomočki

Pripomočki in tehnična oprema uporabljena v raziskavi:

- cestno kolo (model Corratec RT CORONES, IKO Sportartikel Handels GmbH, D-83064 Raubling, Nemčija)
- kolesarski računalnik (model SIGMA 1609STS, Sigma - Elektro GmbH, 67433 Neustadt, Nemčija)
- RTK GNSS Leica (The Leica camera AG, 35578 Wetzlar, Nemčija)
- MVN Biomech (Xsens North America Inc., CA 90232, ZDA)
- meter
- merilnik srčnega utripa (model Polar RCX5, Polar Electro Oy, FI-90440 Kempele, Finska)
- prenosni računalnik (model Panasonic , Panasonic corporation, Osaka 571-8501, Japonska)
- cestno kolo (model Olympia Flash, Olympia Cicli, Padova, Italija)
- trenažer za kolo (model Tacx Cycletrack Magnetic cycle trainer T1820, Tacx bv, 2241 BW Wassenaar, Nizozemska)
- podstavek za sprednje kolo kolesa na trenažerju
- štoparica
- metronom
- prenosni računalnik (model Medion Akoya P6812, Medion AG, 45307 Essen, Nemčija)
- fotoaparata na mobilnem telefonu (model iPhone 5, Apple, Kalifornija, ZDA)
- računalniška programska oprema:
  - MVN Studio 3.4.1 (Xsens North America Inc., CA 90232, ZDA)
  - MATLAB R2007a (The MathWorks, Inc., Natick, MA, ZDA)
  - Moven2Excel (Matej Supej, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Slovenija)
  - Microsoft Office 2010 (Microsoft Corp., Redmond, WA, ZDA)
  - R version 2.14.1 (2011-12-22) (AT&T, New Jersey, ZDA).

### 2.2.1 MVN Biomech

MVN Biomech je sistem, ki je sestavljen iz 17 senzorjev, razdeljenih po telesu (sliki 6 in 10), pri čemer vsak zajema 3D-pospešek, 3D-kotno hitrost ter 3D-orientacijo. Poleg numeričnih podatkov, ki jih dobimo iz sistema, lahko celotno telo analiziramo s 3D animacijo in 2D foto merilnim sistemom. Sistem temelji na MEMS inercialnih senzorjih, biomehanskih modelih in fuzijskih algoritmičnih senzorjev. MVN Biomech je ambulantni pripomoček, uporablja se lahko v zaprtih prostorih in na prostem, ne glede na svetlobne razmere. Rezultati poskusov MVN Biomech zahtevajo minimalno post-obdelavo, saj ni okluzije ali izgubljenih označevalcev. Rezultate zlahka uporabimo v drugih aplikacijah, saj omogoča izvoz podatkov v različne formate. Tudi v teh meritvah so bili podatki preko formata "mvnx" preneseni v Moven2Excel ter nato v Excel ter Matlab R2007a, kjer so bili dalje obdelani. MVN Biomech se uporablja v številne namene, kot so biomehanske raziskave in analize drže ter v drugih oblikah znanosti v športu. Deluje na 120 Hz in je sinhroniziran s 60 Hz videoposnetkom, ki omogoča lažjo predstavo, ki pa ga v naših meritvah nismo uporabili (Mvn Biomech, 2013).

Tehnični podatki:

- MVN Biomech Hardware:
  - 17 MTX inercialnih sledilcev gibanja;
  - posebna podpora MTX;
  - brezžični prenos (odvisno od PC);
  - elastični Velcro pasovi za celo telo.
  
- MVN Biomech Software:
  - uporabniku prijazen vmesnik;
  - hitra in preprosta namestitvev;
  - vizualizacija v realnem času (3D-figura človeka);
  - beleženje podatkov o 3D-gibanju;
  - 3D-kinematični grafji;
  - video;
  - izhodni podatki 23 telesnih segmentov in 22 sklepov;
  - dostop do neposrednih podatkov inercialnih senzorjev;
  - izvoz kinematičnih podatkov.
  
- Uporaba:
  - biomehanika: raziskave, rehabilitacija, analiza hoje, znanost v športu, športno treniranje, ergonomija;
  - 3D-animacija likov: igre, filmi, TV, oglasi;
  - usposabljanje in simulacije, dogodki v živo.
  
- Enostavnost uporabe:
  - zelo kratek čas namestitve ( $\leq 15$  minut);
  - vnaprej opredeljeno umerjanje;
  - ni treba uporabljati označevalcev;
  - izvoz podatkov za nadaljnjo uporabo;

- prikaz možnost obdelave z MATLAB-om.
- Natančnost podatkov:
  - visoka občutljivost MEMS inercialnih senzorjev tudi na drobne premike;
  - fuzijski algoritmi senzorjev zagotavljajo izredno natančne izhodne podatke;
  - senzorji so varno pritrjeni na trakove;
  - minimalno gibanje na koži;
  - neobčutljivost na elektromagnetna polja.

Eno od takšnih merilnih tehnologij, MVN Biomech, ima v lasti tudi Fakulteta za šport, Univerza v Ljubljani, in ta je na voljo študentom za potrebe raziskovanja. Ena glavnih referenc za uporabo merilne tehnologije MVN Biomech na področju športa v Sloveniji je raziskava, v kateri so z inercialno obleko MVN Biomech spremljali 3D-gibanje pri alpskem smučanju (Supej, 2010).

## **2.3 Postopek zajemanja podatkov**

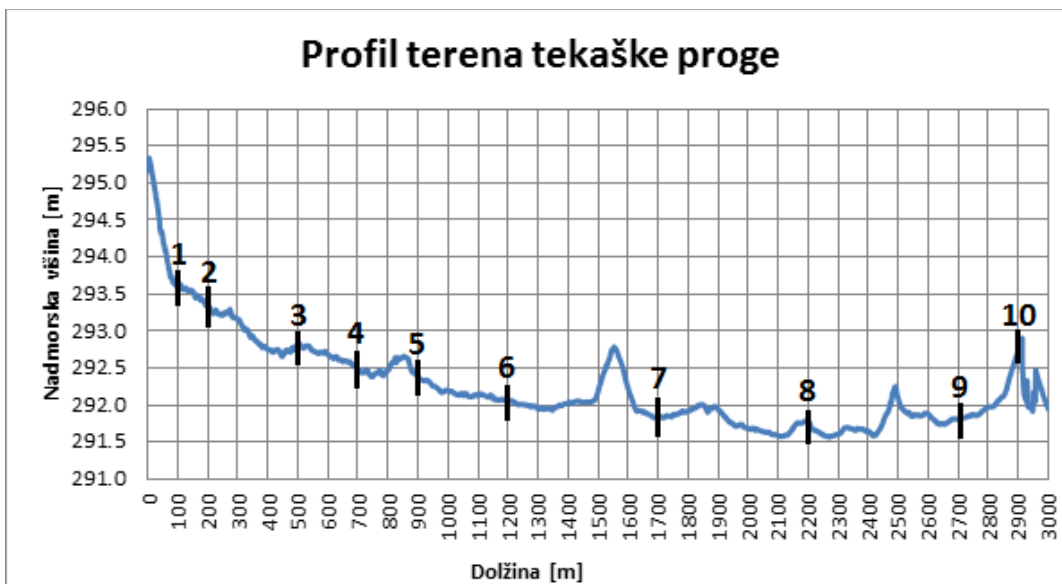
Eksperiment je bil zasnovan iz dveh med seboj ločenih meritev oziroma dveh eksperimentalnih situacij, med katerima naj bi prva posnemala menjavo 2, ki je del triatlonskega tekmovanja, v kateri tekmovalci naredijo prehod od kolesarjenja k teku. Namen druge je bila primerjava s prvo, in sicer meritev izoliranega teka. V obeh eksperimentalnih situacijah smo želeli, da preizkušanec teče po enaki progi, ki naj bi se po svojih značilnostih čim bolj približala progi triatlonskih tekmovanj in naj bi bila hkrati takšna, da ne bi imela prevelikega vpliva na opazovane biomehanske parametre. Poleg tega je bilo treba izbrati tako progo, ki je omogočala izvedbo z izbrano merilno tehnologijo. Pri izbiri proge smo se želeli izogniti izvedbi meritev na tekoči preprogi ali tekaški stezi na stadionu. Pri določanju dolžine tekaške proge ter načina izvedbe kolesarskega dela eksperimenta smo se opirali na raziskavo Bernarda idr. (2003).

### **2.3.1 Tekaška proga**

Za tekaško progo smo izbrali ravninski odsek Kočevske ceste, ki povezuje Škofljico in Ig v razdalji tri kilometre (slika 3). Odsek smo premerili s cestnim kolesom Corratec, opremljenim s števcem hitrosti SIGMA 1609STS ter označili progo na 1., 2. ter 3. kilometru. Opravili smo tudi meritev profila terena z visoko ločljivo RTK GNSS («Real Time Kinematics Global Navigation Satellite System») napravo (Leica), ki nam je kasneje služila pri upoštevanju klančin, ki bi lahko vplivale na biomehanske parametre tekaškega koraka (slika 4). Na trikilometrskem izbranem cestnem odseku se tekaška proga spusti za 3,4 m.



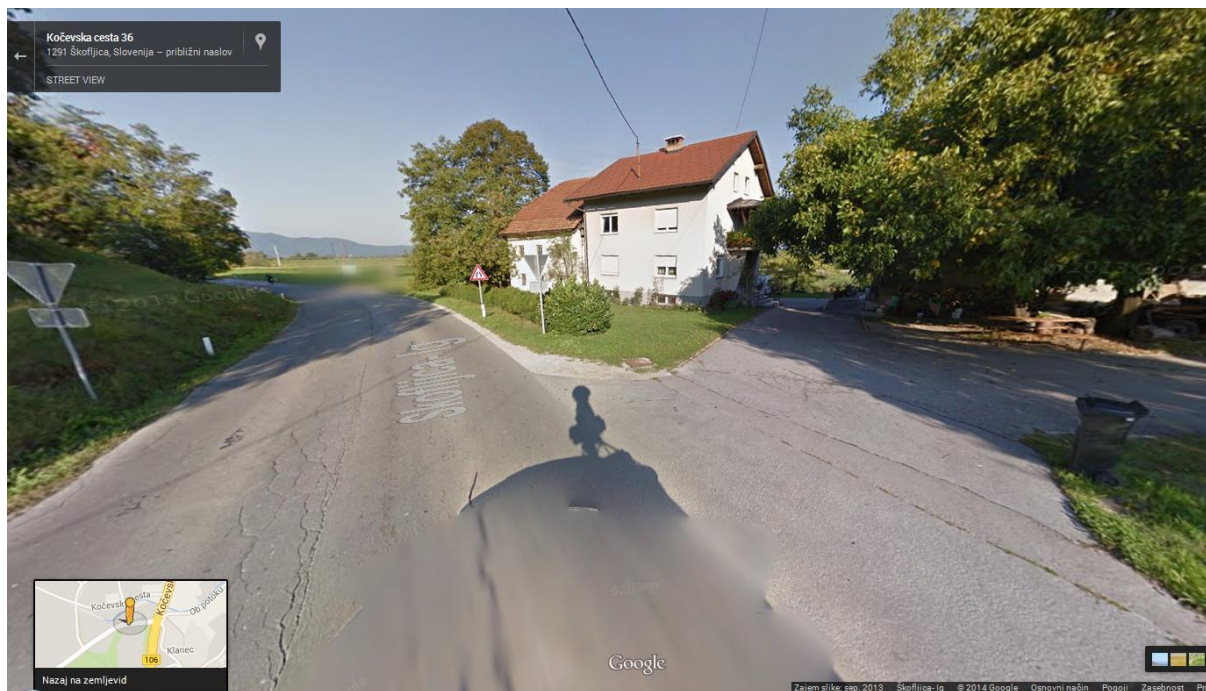
Slika 3. Prikaz tekaške proge na zemljevidu.



\* Legenda: 1–10 – podatkovni odseki

Slika 4. Grafični prikaz profila izbrane tekaške proge.

Začetek tekaške proge je bil na cesti poleg dvorišča domačije, ki nam je služil kot baza (slika 5) za pripravo in izvedbo meritev.



Slika 5. Bazni tabor.

### 2.3.2 Izdelava raziskovalnega načrta

Pri prvi eksperimentalni situaciji smo se odločili, da bomo zaradi omejitev, ki jih predstavlja izbrana merilna tehnologija, kolesarjenje izvedli na kolesarskem trenažerju tik ob začetku tekaške proge. Prehod od kolesarjenja k teku je pomenil težavo. V kolikor bi želeli, da merjenec kolesari v kolesarskih čevljih ter se nato preobuje v tekaške čevlje, na katerih so nameščeni senzorji, bi morali nato še povezovati senzorje s kabli ter s tem podaljšati čas menjave. Vedeli smo, da je pred tekom potrebna ponovna izvedba umerjanja in da vsako dodatno izgubljanje časa pomeni menjavo, daljšo od tiste, značilne za triatlonska tekmovanja. Ta po študijah traja od 20 do 90 sekund (Hue idr., 1998; Bernard idr., 2003; Millet in Vleck, 2000; Bonacci idr., 2010). Težavo smo rešili z menjavo pedal ter kolesarjenjem v tekaških čevljih. Intenzivnost kolesarjenja smo opredelili s simulacijo tekmovanja, kar pomeni, da mora merjenec voziti 20 minut z najvišjo možno intenzivnostjo. Za določanje časa kolesarjenja smo se oprli na raziskavo Bernarda idr. (2003). Kolesarjenje smo nadalje približali tekmovalnemu s tem, da je moral merjenec vrteti pedala s frekvenco med 90 in 100, kar je po številnih študijah značilnost triatlonskih tekmovanj (Chapman idr., 2008; Bernard idr., 2003; Landers idr., 2011; Neptune in Hul, 1999). Kot pripomoček za nadzorovanje frekvence vrtenja pedal smo izbrali metronom. Merjenca je treba po kolesarjenju čim hitreje ponovno umeriti po protokolu, opisanem v navodilih MVN Biomech, ta pa nato začne s tekom na razdalji tri kilometre. Dolžina je bila ponovno izbrana na podlagi Bernarda idr. (2003), intenzivnost pa je bila prav tako premagovanje obremenitve z najvišjim možnim naporom. Inercialna obleka MVN Biomech je brezžično povezana s prenosnim računalnikom in ima omejen domet (150 m), zato je bilo treba merjenca ves čas spremljati z avtomobilom. Spremljevalni avto je vozil za merjencem na razdalji, ki je bila varna in hkrati ni predstavljala nevarnosti izgube signala. Za drugo eksperimentalno situacijo je bil načrt enak tistemu za tekaški del eksperimentalne situacije 1. Ravno tako je moral merjenec preteči tri kilometre z najvišjo možno intenzivnostjo.



### 2.3.3 Meritev 1 (kolesarjenje – tek)

Meritev 1 smo izvajali v soboto 7. decembra 2013. V biomehanskem laboratoriju na Fakulteti za šport smo izvedli del priprav na meritev, vse ostalo pa smo izvedli na izbrani tekaški progi in ob njej.

#### Priprava merjenja

Za pravilno delovanje programske opreme MVN Studio oziroma za pravilno pridobivanje podatkov je treba v program vnesti nekatere antropometrijske mere testiranca ter mere njegove obutve (tabela 3). Tako smo merjencu najprej izmerili potrebne mere ter jih vnesli v program. Nato se je merjenec oblekel v tekaško opremo ter si nadel tekaške čevlje, na katere smo že predhodno namestili senzorje inercialne obleke. Sledilo je oblačenje obleke MVN Biomech ter povezovanje senzorjev prek kablov ob pomoči sheme v navodilih (sliki 6 in 7). Za dodatno pričvrstitev senzorjev na tekaške čevlje smo uporabili lepilni trak. Tega smo uporabili tudi za pričvrstitev kablov na telo, da bi se izognili njihovemu pretiranemu opletanju med izvedbo meritev. Izvedli smo še umerjanje ali kalibracijo ter s tem preverili pravilno delovanje celotne inercialne obleke. Merjenec si je nadel merilnik srčnega utripa ter pas za merjenje frekvence srca (Polar RCX5). Delo smo nadaljevali na terenu, in sicer na dvorišču domačije ob začetku tekaške proge.

**Tabela 3**

Podatki o antropometrijskih razsežnostih merjenca.

Dimenzija	Opis	Vrednost v cm
telesna višina	Razdalja od tal do vrha glave v stoji snožno	185,1
velikost čevlja	Razdalja od pete čevlja do konice čevlja	28,5
premer rok	Razdalja od konice prstov ene roke do konice prstov druge roke v T-položaju	192,3
višina bokov	Razdalja od tal do trohanter major-ja	92,7
višina kolen	Razdalja od tal do lateralnega epikondila stegenice	53,7
višina gležnjev	Razdalja od tal do lateralnega malleolusa	7,8
širina bokov	Razdalja od levega do desnega anterior superior Iliac spine	25,0
širina ramen	Razdalja od levega do desnega konca akromiona	39,6
višina podplata tekaškega čevlja	Razdalja od spodnjega do zgornjega roba podplata tekaškega čevlja	2,9

V tabeli 3 so vsebovane antropometrijske in ostale razsežnosti, ki jih zahteva merilna tehnologija MVN Biomech, razdalja, ki se jo meri ter vrednosti za našega merjenca.



Slika 6. Priprava merjenja.



Slika 7. Priprava opreme.

### **Priprava opreme in prostora za kolesarski del**

Na ravno površino smo postavili trenažer za kolo (model Tacx Cycletrack Magnetic cycle trainer T1820) ter nanj merjenčevo cestno kolo (model Olympia Flash). Sprednje kolo smo podložili s podstavkom, tako da sta bili obe kolesi na isti višini. Na kolesu je bilo treba zamenjati cestna pedala z navadnimi, saj je merjenec pogonjal kolo v tekaških čevljih. Poleg kolesa smo na tla postavili metronom, ki je merjencu oddajal zvočne signale s frekvenco 90 udarcev na minuto ter mu tako predstavljal spodnjo mejo za ohranjanje frekvence vrtenja pedal.

### **Priprava opreme in prostora za tekaški del**

Med tekaškim delom je bilo treba z avtomobilom slediti merjencu, pred tem pa je bilo treba merilno obleko MVN Biomech še enkrat umeriti. Tako smo avto postavili tik ob začetek tekaške proge in zraven mesta izvedbe umerjanja.

### **Priprava na izvedbo eksperimentalne naloge**

Pred pričetkom izvedbe eksperimentalne naloge je merjenec dobil spodaj navedena natančna navodila.

»Kolesariti moraš kot na tekmi, maksimalno intenzivno v trajanju 20 minut. Pri tem ohranaj frekvenco kolesarjenja nad tempom, ki ti ga daje metronom. Po 20 minutah pritisni na gumb merilnika frekvence srca, sestopi s kolesa ter se čim hitreje postavi na prostor za umerjanje. Tam bomo izvedli že poznano umerjanje, takoj nato pa se postavi na začetek tekaške proge. Na znak ponovno pritisneš na gumb merilnika frekvence srca in pričneš teči na tri kilometre. Teči je treba kolikor hitro si sposoben na tej razdalji. Teci po sredini voznega pasu, da se izogneš naklonu ceste ob robu. Na vsak kilometer ti bomo dali glasovni znak iz avta. Če bo šlo karkoli narobe, bomo to signalizirali s pritiskom na hupo. Po signalu na tretjem kilometru ponovno pritisni na gumb.«

### **Protokol ogrevanja**

Merjenec je pred začetkom izvedbe eksperimentalne naloge izvedel ogrevanja v obliki 11-minutnega kolesarjenja po lastni izbiri oziroma na način, ki ga izvaja na treningih. Ogrevanje se je pričelo ob 12:50 uri, zunanja temperatura je bila 5 °C.

### **Izvedba eksperimentalne naloge**

Merjenec je s pritiskom na gumb ure pričel kolesariti. Kolesaril je z najvišjo možno intenzivnostjo. Ves čas je ohranjal frekvenco vrtenja pedal nad 90 obratov na minuto (sliki 8 in 9). Po 20 minutah je ponovno pritisnil na gumb, sestopil s kolesa in se postavil na mesto, določeno za umerjanje. Izvedli smo umerjanje in po 78 sekundah nadaljevali tek na tri kilometre. Merjenec je tekel po sredini cestišča, spremljevalni avtomobil pa je vozil ves čas za njim s prižganimi vsemi štirimi smerokazi. Na začetku in koncu teka je merjenec pritisnil na gumb ure. Meritev je bila končana ob 13:34.



Slika 9. Izvedba kolesarskega dela meritev.



Slika 8. Izvedba kolesarskega dela meritev.

### **2.3.4 Meritev 2 (izolirani tek)**

Meritev 2 smo izvajali v sredo 11. decembra 2013. V biomehanskem laboratoriju na Fakulteti za šport smo izvedli del priprav na meritev, vse ostalo pa smo izvedli na izbrani tekaški progi in ob njej.

#### **Priprava merjenja**

Meritev antropometrijskih in drugih potrebnih razsežnosti tokrat ni bila potrebna, saj smo v programu MVN Studio uporabili shranjene vrednosti prejšnjih meritev. Merjenec se je oblekel v tekaško opremo ter si nadel tekaške čevlje, na katere smo že predhodno namestili senzorje merilne obleke. Sledilo je oblačenje inercialne obleke MVN Biomech ter povezovanje senzorjev prek kablov ob pomoči sheme v navodilih. Za dodatno pričvrstitev senzorjev na tekaške čevlje smo uporabili lepilni trak. Tega smo uporabili tudi za pričvrstitev kablov na telo, da bi se izognili njihovemu pretiranemu opletanju med izvedbo meritev. Izvedli smo še umerjanje ali kalibracijo ter s tem preverili pravilno delovanje celotne inercialne obleke MVN Biomech (slika 10). Merjenec si je nadel merilnik srčnega utripa ter pas za merjenje frekvence srca (Polar RCX5). Delo smo nadaljevali na terenu, in sicer na dvorišču domačije ob začetku tekaške proge.



Slika 10. Priprava merjenja.

### **Priprava opreme in prostora za tekaški del**

Med tekaškim delom je bilo treba z avtomobilom slediti merjencu, zato smo tega obrnili v smer teka ter ga postavili ob začetek tekaške proge. Po protokolu ogrevanja in pred začetkom eksperimentalne naloge smo izvedli umerjanje merilne opreme MVN Biomech.

### **Priprava na izvedbo eksperimentalne naloge**

Pred pričetkom izvedbe eksperimentalne naloge je merjenec dobil spodaj navedena natančna navodila.

»Meritev je enaka drugemu delu prve meritve. Skušaj preteči tri kilometre kolikor hitro si sposoben. Na moj znak pritisni na gumb merilnika frekvence srca in prični teči. Teci po sredini voznega pasu, da se izogneš naklonu ceste ob robu. Na vsak kilometer ti bomo dali glasovni znak iz avta. Če bo šlo karkoli narobe, bomo to signalizirali s pritiskom na hupo. Po signalu na tretjem kilometru ponovno pritisni na gumb.«

### **Protokol ogrevanja**

Merjenec je pred začetkom izvedbe eksperimentalne naloge izvedel ogrevanje v obliki 15-minutnega teka ter sklopa razteznih gimnastičnih vaj v trajanju 7 minut in 24 sekund. Protokol je bil enak tistemu, ki ga je merjenec izvajal na tekaških treningih. Ogrevanje se je pričelo ob 12:19 uri, zunanja temperatura je bila 10 °C.

### **Izvedba eksperimentalne naloge**

Merjenec se je postavil na start tekaške proge ter na znak prižgal merilnik frekvence srca ter pričel teči na tri kilometre. Tekel je enako kot pri prvi meritvi, z najvišjo možno intenzivnostjo (slika 11). Spremljevalni avtomobil je vozil ves čas za njim s prižganimi vsemi štirimi smerokazi. Ob koncu teka je merjenec ponovno pritisnil na gumb ure ter končal tek. Meritev je bila končana ob 12:59.



Slika 11. Merjenec med tekom na tri kilometre.

## 2.4 Zbiranje podatkov

V eksperimentalni situaciji 1 je merjenec nosil merilnik srčnega utripa (Polar RCX5). Tako imamo za celotno eksperimentalno nalogo podatke o času ter o frekvenci srca, med tekaškim delom pa še podatke o hitrosti teka. Ob začetku teka smo vklopili tudi štoparico ter v programu MVN Studio zagnali snemanje podatkov z merilne obleke MVN Biomech. Na vsakem kilometru smo zabeležili čas teka, hkrati pa izklopili in ponovno vklopili zajemanje podatkov v MVN Studiu. Tako smo se izognili, da bi imeli na koncu zgolj eno datoteko z ogromno količino podatkov. Tovrstna procedura je bila izjemno hitra (okoli 1 sekunda), izguba podatkov v tem času pa za pridobivanje podatkov ni pomembna.

V eksperimentalni situaciji 2 je merjenec prav tako nosil merilnik srčnega utripa (Polar RCX5). S tem smo dobili podatke o času in hitrosti teka ter frekvenci srca. Tudi pri tej meritvi smo ob začetku teka vklopili štoparico ter v programu MVN Studio zagnali snemanje podatkov z merilne obleke MVN Biomech. Na vsakem kilometru smo zabeležili čas teka, hkrati pa izklopili in ponovno vklopili zajemanje podatkov v MVN Studiu. Ponovno smo se izognili, da bi imeli na koncu zgolj eno datoteko z ogromno količino podatkov. Tovrstna procedura je bila izjemno hitra (okoli 1 sekunda), izguba podatkov v tem času pa za pridobivanje podatkov ni pomembna.

## 2.5 Priprava podatkov

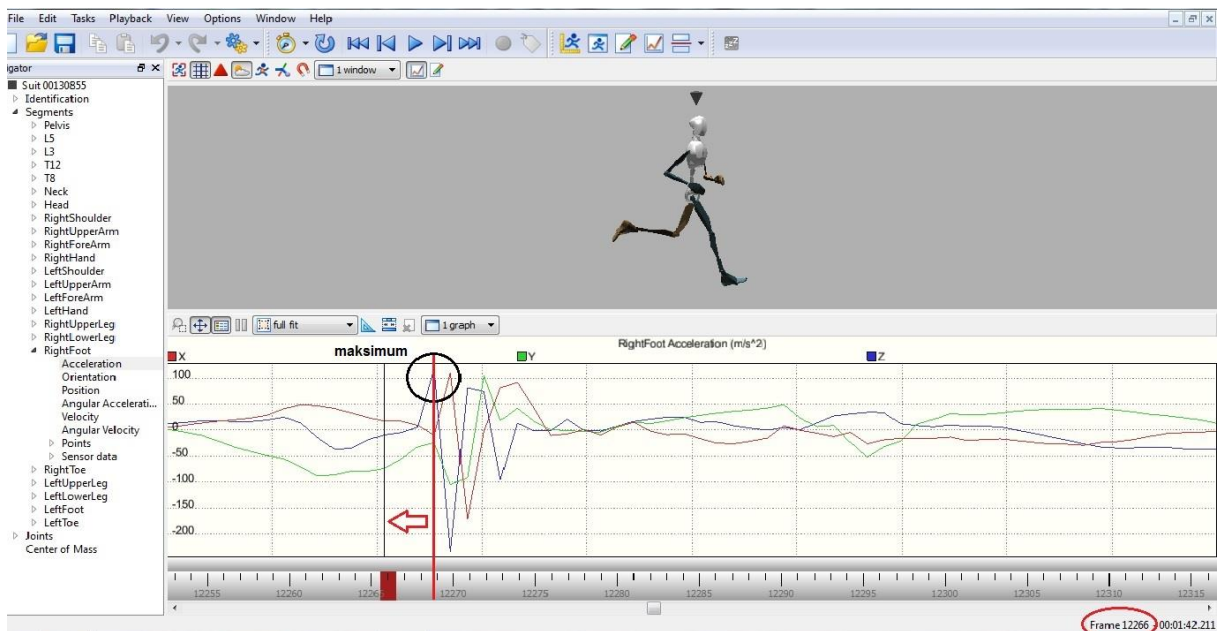
S snemanjem podatkov v MVN Studiu smo dobili za tekaški del prve eksperimentalne situacije ter enako za drugo po tri datoteke s končnico .mvn. Vsaka je zajemala podatke za en kilometer teka. V našem primeru gre za pilotno študijo, kar pomeni, da še ni izdelane programske opreme, s katero bi lahko enostavno in hitro obdelovali velike količine podatkov za biomehanske parametre, ki smo jih izbrali za analizo. To je pomenilo, da smo morali znotraj posameznih kilometrskih odsekov izbrati krajše odseke. Na vsakem odseku smo se odločili, da bomo spremljali 10 dvokorakov. Odseke smo izbrali po tih dveh kriterijih:

- izbirali smo odseke, kjer ni bilo klančin, ki bi lahko vplivale na biomehaniko tekaškega koraka. Pri tem smo uporabili meritve profila terena, ki smo jih naredili pri izbiri in pripravi tekaške proge (slika 4).
- v prvem kilometru teka smo se odločili za večje število spremljanih odsekov, saj nekatere študije navajajo, da je ravno v prvih minutah teka opaziti večje spremembe v tehniki oziroma biomehaniki (Millet in Vleck, 2000; Vercruyssen idr., 2002; Hauswirth idr., 1997; Hue idr., 1998; Bernard idr., 2003; Hauswirth in Lehenaff, 2001)

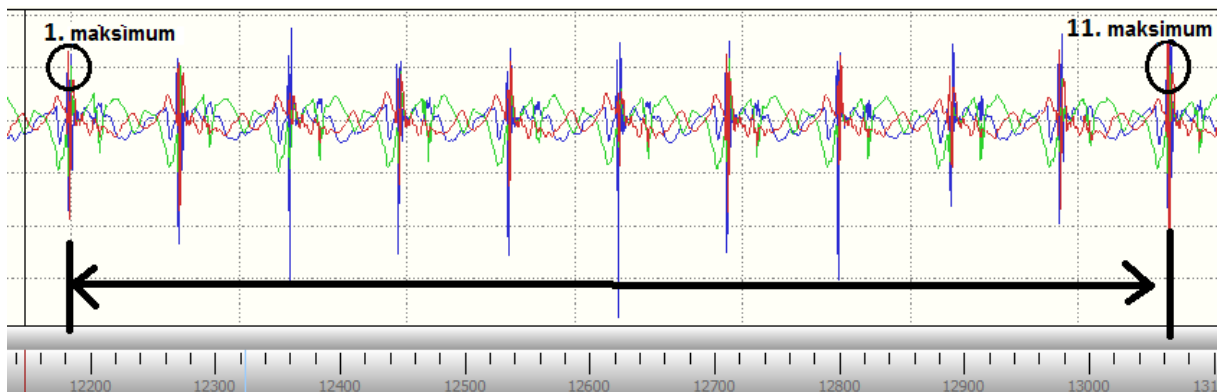
Tako smo izbrali odseke z desetimi tekaškimi dvokoraki na razdaljah: 100 m, 200 m, 500 m, 700 m, 900 m, 1200 m, 1700 m, 2200 m, 2700 m ter 2900 m. Kdaj je bil merjenec na nekem odseku, smo določili ob pomoči podatkov, pridobljenih z GPS-om.

## Serija desetih dvokorakov

Za začetek serije 10 dvokorakov smo vedno vzeli prvi dotik desnega stopala s tlemi, za konec pa 11. zaporedni dotik stopala desne noge s podlago. Kdaj natančno se je zgodil stik stopala s podlago, smo določali s spremljanjem pospeškov stopala. Za referenčno točko smo jemali maksimum na grafu pospeška, ki nastane kot posledica hitrega pojemka ob udarcu stopala ob podlago. Od te točke prvega stika desnega stopala smo se premaknili še za tri stodvajsetinke nazaj, kar je predstavljalo točko za začetek izrezovanja podatkov (slika 12). Končno točko izrezovanja pa smo določili s prestavitvijo petih stodvajsetink naprej od 11. maksimuma na grafu pospeška desnega stopala (slika 13). Tako smo dobili za vsako eksperimentalno situacijo po 10 datotek izrezanih meritev s končnico .mvn, ki so zajemale po 10 dvokorakov.



Slika 12. Prikaz določanja mesta izrezovanja podatkov za 10 dvokorakov.



Slika 13. Graf pospeška desnega stopala za 10 dvokorakov.

V nadaljevanju smo vseh 20 izrezanih meritev v programu MVN Studio shranili v novih 20 datotek s končnico .mvnx. To je bil prvi pogoj, da smo s pomočjo programa MATLAB R2007a ter Moven2Excel datoteke prepisali v nove, s končnico .xls, le-te pa je v nadaljevanju mogoče uporabljati s programsko opremo Microsoft Office 2007.

## 2.6 Definicija in izračun biomehanskih parametrov

V nadaljevanju so predstavljeni biomehanski parametri, ki smo jih opazovali ter kako smo dobili njihove vrednosti.

### 2.6.1 Dolžina koraka

Dolžina koraka pomeni razdaljo od točke prvega dotika stopala s podlago ene noge do točke dotika s podlago stopala druge noge. Najprej smo iz odseka 10 dvokorakov, za vsako nogo z grafa pospeška stopala, določili čas izrazitega maksimuma. Nato smo iz podatkov v Excelu za položaj stopala izpisali vrednosti koordinat  $x$  in  $y$  za predhodno ugotovljeni čas. Tako smo po Pitagorovem izreku izračunali razdaljo od točke prvega stika s podlago desne noge do točke prvega stika s podlago leve noge.

Položaj prvega stika s podlago desne noge je označen s  $T_1(x_1, y_1)$

Položaj prvega stika s podlago leve noge je označen s  $T_2(x_2, y_2)$

Položaj drugega stika s podlago desne noge je označen s  $T_3(x_3, y_3)$

$$\text{dolžina koraka od desne do leve noge} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

$$\text{dolžina koraka od leve do desne noge} = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2}$$

### 2.6.2 Dolžina dvokoraka

Dolžino dvokoraka predstavlja vsota dolžine koraka od desne do leve noge ter dolžine koraka od leve do desne noge. Tako smo seštevali dolžine dveh zaporednih korakov, ter za vsak odsek dobili deset dolžin za dvokorake.

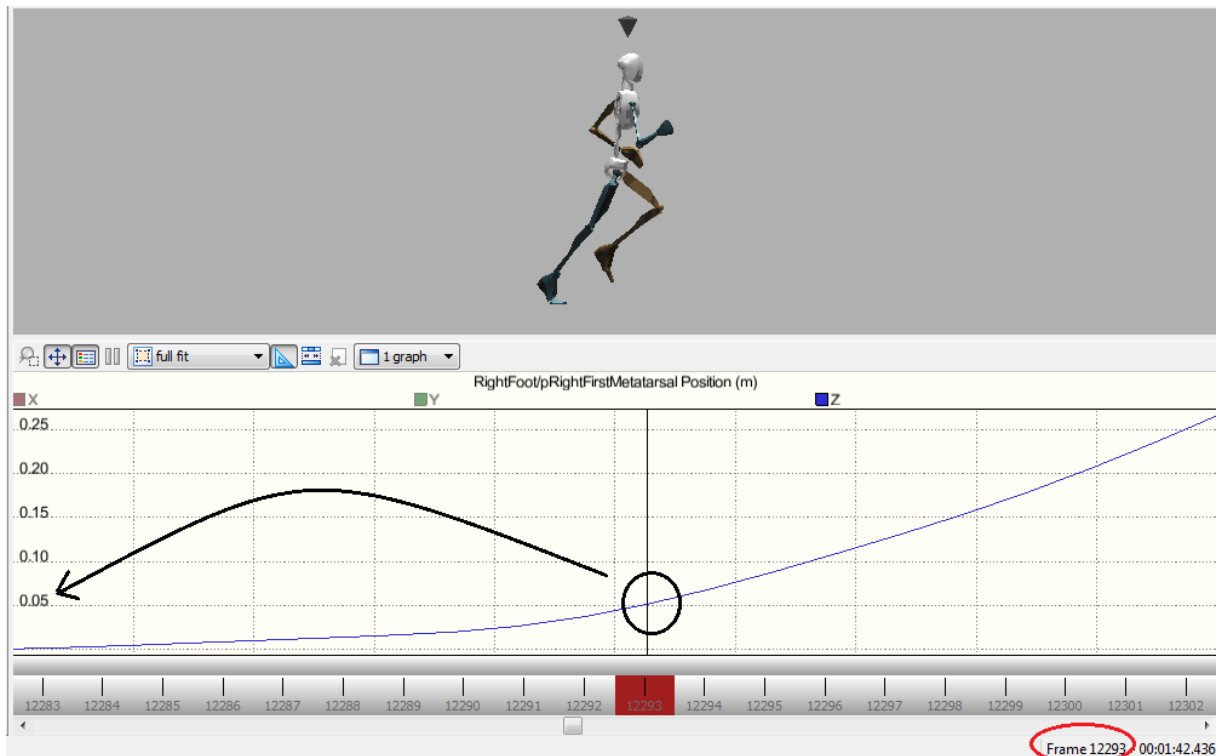
### 2.6.3 Frekvenca in čas dvokorakov

Frekvenca dvokorakov je enaka obratni vrednosti časa, ki ga merjenec potrebuje za izvedbo enega dvokoraka. Čas za izvedbo dvokoraka ( $t_d$ ) je čas, ki poteče od prvega stika s podlago ene noge do naslednjega dotika s podlago iste noge. Obratna vrednost tega časa pa predstavlja frekvenco dvokoraka z enoto  $1/s$ . Če želimo ugotoviti število dvokorakov na minuto, moramo vrednost pomnožiti s 60 sekundami.

### 2.6.4 Kontaktni čas

Kontaktni čas ( $t_c$ ) je celotni čas, ko je stopalo v stiku s podlago in lahko rečemo, da določa fazo opore. Za začetek časovnega intervala smo zopet vzeli prvi stik stopala s podlago, ki ga z grafa pospeška stopala razberemo kot izraziti maksimum pospeška v smeri z koordinatnega sistema. Nato je bilo treba določiti referenčno točko, ki bi pri vsakem kontaktnem času pomenila konec intervala. Odločili smo se, da bomo na grafu položaja prvega metatarzalnega sklepa vedno odčitali čas, ko krivulja seka

vrednost z koordinate pri 0,05 m (5 cm) (slika 14). Tako smo znotraj desetih dvokorakov dobili deset kontaktnih časov desne noge ter deset leve noge.



Slika 14. Položaj stopala, ko je prvi metatarzalni sklep dvignjen od podlage za 5 cm.

### 2.6.5 Faza opore enega dvokoraka (čas)

V enem dvokoraku imamo dve fazi opore. Ena faza opore je, ko je merjenec v stiku s podlago z desnim stopalom, in druga, ko se tal dotika z levim stopalom. Čas faze opore dvokoraka je torej vsota obeh časov faz oziroma vsota kontaktnega časa desne noge ter kontaktnega časa leve noge. Na vsakem odseku desetih dvokorakov smo dobili deset časov opornih faz dvokorakov.

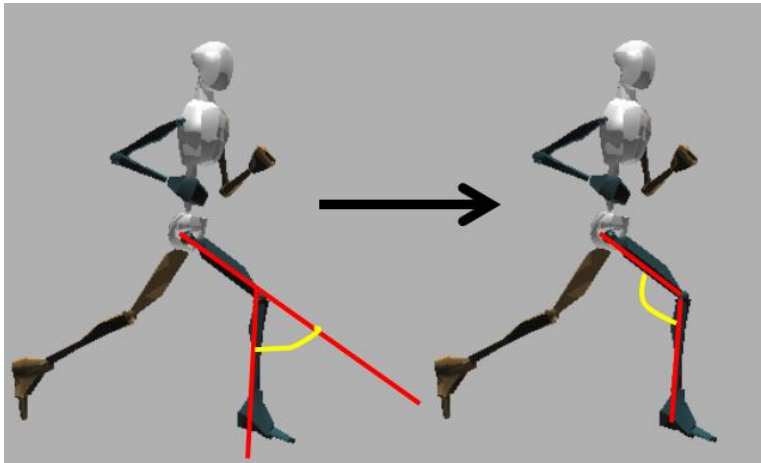
### 2.6.6 Faza leta enega dvokoraka (čas)

Enako kot pri fazi opore dvokoraka imamo tudi pri fazi leta ( $t_f$ ) dve fazi leta. Prva traja od trenutka, ko merjenec zaključi odziv z desno nogo ter preide v brezpodporno fazo, do trenutka, ko se z levim stopalom dotakne podlage, druga pa ravno obratno. Vsota časov obeh brezpodpornih faz pomeni fazo leta dvokoraka. Na vsakem odseku desetih dvokorakov imamo torej deset faz leta dvokoraka.

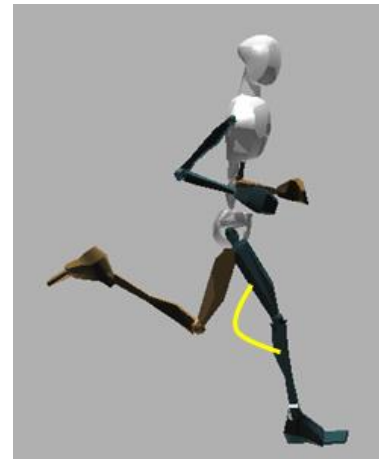


### 2.6.7 Kot upogiba v kolenu v fazi sprednje opore

Merilna obleka MVN Biomech zajema tudi podatke o kotih 22 sklepov našega telesa. Odločili smo se, da bomo spremljali kot pri upogibu in iztegu kolena leve ter desne noge. Točke, kjer prihaja do prvega stika stopala s podlago, smo imeli določene in tako smo med podatki o kotu v kolenu v Excelu le izpisali vrednosti kota upogiba v kolenu za levo in desno nogo (slika 15). Programska oprema nam kot v kolenu računa kot kot med linijo, ki je podaljšek stegenenice, in golenjo. Za lažje razumevanje smo dobljene vrednosti odšteli od  $180^\circ$  ter tako dobili kot z vrhom v kolenskem sklepu ter krakoma stegenenica in golen (slika 16). Za vsako nogo smo tako dobili po 10 vrednosti.



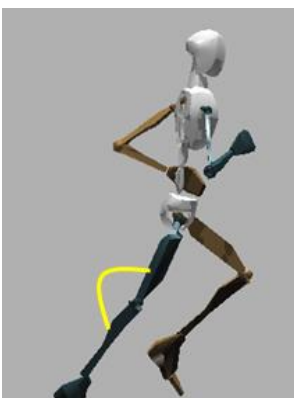
Slika 16. Definicija kota v kolenu po MVN (levo) in po preračunanju (desno).



Slika 15. Kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago.

### 2.6.8 Kot upogiba v kolenu v fazi odriva

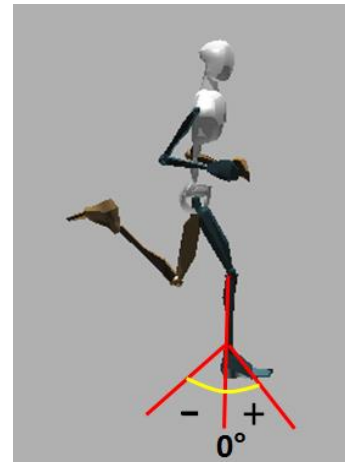
Tudi pri tem smo imeli že znane točke ob zadnjem stiku stopala s podlago (slika 17), zato smo morali iz Excelovih podatkov ponovno le izpisati vrednosti kotov v znanih točkah ter jih odšteti od  $180^\circ$ . Dobili smo 10 vrednosti kota v kolenu za vsako nogo.



Slika 17. Kot upogiba v kolenu ob odzivu.

### 2.6.9 Kot upogiba v skočnem sklepu ob prvem stiku s podlago

Programska oprema nam omogoča tudi opazovanje kota v gležnju. Ta je izračunan kot kot odmika od linije, ki povezuje kolenski in skočni sklep. Negativne vrednosti kota predstavljajo izteg stopala, pozitivne pa upogib stopala (slika 18). Način pridobivanja vrednosti podatkov je bil enak kot pri kolenu. V točkah prvega stika stopala s tlemi, ki so nam bile že poznane, smo izpisali vrednosti kotov. Za vsako nogo smo dobili torej deset vrednosti, skupaj 20.



Slika 18. Definicija kota upogiba v gležnju.

### 2.6.10 Kot upogiba v skočnem sklepu v fazi odziva

Med Excelovimi podatki za kot v gležnju smo izpisali vrednosti kotov upogiba v gležnju leve in desne noge z upoštevanjem znanih točk faze odziva. Za odsek desetih dvokorakov smo tako dobili po deset vrednosti kotov upogiba za lev in desni gleženj (slika 18).

### 2.6.11 Najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge

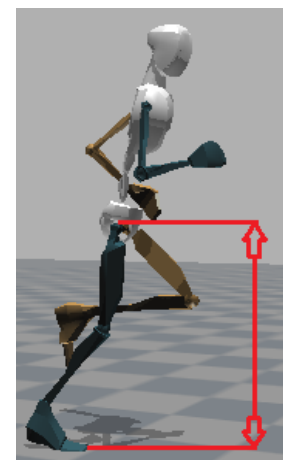
V fazi zamaha smo opazovali najmanjše vrednosti kotov upogiba posamezne noge (slika 19). Na odseku desetih dvokorakov imamo vedno deset zamahov z desno nogo in deset z levo. Pri vsaki nogi smo med Excelovimi podatki o kotu v kolenu znotraj zamaha vzeli najnižjo vrednost. Tako smo dobili za vsako nogo deset vrednosti.



Slika 19. Najmanjši kot upogiba v kolenu v fazi zamaha.

### 2.6.12 Višina medenice v fazi opore

V enem dvokoraku se izmenjata faza opore na desni nogi ter faza opore na levi nogi. Z uporabljeno programsko opremo lahko preko vrednosti v smeri z koordinatnega sistema spremljamo višino medenice. Tako smo na časovnem intervalu, ko je bil merjenec v stiku s podlago z določeno nogo, vzeli podatke za višino medenice (slika 20). Za vsako oporno fazo določene noge smo nato izračunali povprečno višino. Na odseku desetih dvokorakov smo tako dobili deset vrednosti povprečne višine medenice, ko je merjenec v fazi opore z desno nogo in enako z levo. V nadaljevanju smo opazovali tudi povprečno višino medenice v oporni fazi dvokoraka, tako da smo izračunali povprečne višine medenice dveh zaporednih opornih faz (oporna faza na desni nogi ter oporna faza na levi nogi).



Slika 20. Višina medenice, pravokotna razdalja od tal.

### 2.6.13 Višina medenice v fazi opore, ko je medenica nad oporno točko

Za določanje višine medenice v trenutku, ko je ta nad oporno točko, je treba ugotoviti čas v katerem pride do takšnega položaja. Najprej smo fazi desetih dvokorakov priredili vektor, ki poteka od prvega stika s podlago desnega stopala do 11. stika s podlago istega stopala. Tako smo dobili daljši vektor  $\vec{s}$ , ki nam predstavlja smer gibanja. Z vektorskim produktom smo izračunali kot  $\rho$ , za katerega je treba obrniti vektorje, da jih poravnamo s koordinatnim izhodiščem. V nadaljevanju smo izhodišče koordinatnega sistema prestavili v začetno točko vektorja  $\vec{s}$ . Nato smo z rotacijsko matriko obrnili vektorje za desno stopalo, levo stopalo ter medenico v smer osi x. Opazovali smo, kdaj se vrednost koordinate x stopala približa oziroma izenači z vrednostjo koordinate x medenice. Ko se grafa sekata, pomeni, da je medenica nad stopalom. Znotraj tekaškega dvokoraka pride stopalo ene noge dvakrat pod medenico, in sicer enkrat v fazi opore in enkrat v fazi zamaha. Tako je vsako drugo izenačenje vrednosti predstavljalo trenutek, ko je medenica nad oporno točko določene noge. Dobili smo podatke o času, kdaj pride do položaja, ko je medenica nad stopalom v času opore, ki smo jih v nadaljevanju uporabili za odčitavanje višine medenice. Za fazo desetih dvokorakov smo tako dobili deset vrednosti za višino medenice, ko je ta nad desnim stopalom v fazi opore in enako za nasprotno nogo. Iz 20 vrednosti smo izračunali povprečno višino medenice v fazi desetih dvokorakov, ko je medenica nad oporno točko.

položaj medenice ob 1. stiku:  $Mz(x_1, y_1, z_1)$   
 položaj medenice ob 11. stiku:  $Mk(x_2, y_2, z_2)$   
 vektor  $\vec{s}$ :  $s(x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1) \rightarrow (x_3, y_3, z_3)$   
 levo stopalo:  $LS(x_4, y_4, z_4)$   
 desno stopalo:  $DS(x_5, y_5, z_5)$

vektor  $\vec{i}$   $i(1, 0, 0)$

Računanje kota  $\rho$ :

$$\vec{s} \cdot \vec{i} = |\vec{s}| \times |\vec{i}| \times \cos \rho \rightarrow \rho = \arccos \frac{\vec{s} \cdot \vec{i}}{|\vec{s}| \times |\vec{i}|}$$

Prestavljanje koordinatnega izhodišča:

medenica:  $M(x_6, y_6, z_6) \rightarrow M'(x_6 - x_1, y_6 - y_1, z_6 - z_1)$   
 levo stopalo:  $LS(x_4, y_4, z_4) \rightarrow LS'(x_4 - x_1, y_4 - y_1, z_4 - z_1)$   
 desno stopalo:  $DS(x_5, y_5, z_5) \rightarrow DS'(x_5 - x_1, y_5 - y_1, z_5 - z_1)$

Obračanje vektorjev za kot  $\rho$  z rotacijsko matriko:

$$R_\rho = \begin{vmatrix} \cos \rho & -\sin \rho & 0 \\ \sin \rho & \cos \rho & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

$M'(x_7, y_7, z_7) \rightarrow M'' = M' \times R_\rho \rightarrow M''(x_{10}, y_{10}, z_{10})$   
 $LS'(x_8, y_8, z_8) \rightarrow LS'' = LS' \times R_\rho \rightarrow LS''(x_{11}, y_{11}, z_{11})$   
 $DS'(x_9, y_9, z_9) \rightarrow DS'' = DS' \times R_\rho \rightarrow DS''(x_{12}, y_{12}, z_{12})$

## 2.6.14 Kot upogiba v kolenu v fazi opore, ko je medenica nad oporno točko

Na podlagi podatkov, kdaj je medenica nad oporno točko, pridobljenih iz prejšnje točke, smo iz Excelovih podatkov za kot upogiba v kolenu odčitali vrednosti kotov ob znanem času ter jih odšteli od 180°. Za fazo desetih dvokorakov smo tako dobili po deset vrednosti kota upogiba v kolenu posamezne noge, ko je medenica nad oporno točko, ter izračunali povprečno vrednost.

## 2.6.15 Naklon trupa

Naklon trupa smo opazovali kot odklik telesa ( $\vec{t}$ ) od vertikale v smeri naprej-nazaj (slika 21). Postopek izračuna:

V Excelu smo izbrali podatke za položaj leve in desne rame ter medenice. Podatki položaja posamezne točke zajemajo vrednosti v vseh treh smereh koordinatnega sistema. Potrebovali smo vektor  $\vec{t}$ , ki definira trup ter povezuje točki središče medenice in središče daljice med levim in desnim ramenskim sklepom (sredina ramenskega sklepa), ki smo ga za to tudi izračunali.



Slika 21. Definicija odklona trupa od vertikale.

medenica:	$M (x_1, y_1, z_1)$
leva rama:	$LR (x_2, y_2, z_2)$
desna rama:	$DR (x_3, y_3, z_3)$
sredina ramenskega sklepa:	$SR (x_3 - x_2, y_3 - y_2, z_3 - z_2) \rightarrow (x_4, y_4, z_4)$
vektor $t (\vec{t})$ :	$t (x_4 - x_1, y_4 - y_1, z_4 - z_1) \rightarrow (x_5, y_5, z_5)$

Za nadaljevanje smo potrebovali vektor  $v (\vec{v})$ , ki je namenjen orientaciji v prostoru in predstavlja smer gibanja. Vektor je definiran od točke položaja medenice ob prvem stiku s podlago desnega stopala (znotraj odseka desetih dvokorakov) do 11. točke prvega stika s podlago desnega stopala.

položaj medenice ob 1. stiku:	$Mz (x_1, y_1, z_1)$
položaj medenice ob 11. stiku:	$Mk (x_6, y_6, z_6)$
vektor $v (\vec{v})$ :	$v(x_6 - x_1, y_6 - y_1, z_6 - z_1) \rightarrow (x_7, y_7, z_7)$

Vektor  $g (\vec{g})$  nam predstavlja vektor normale in je  $g (0, 0, 1)$ . Izračunali smo vektorski produkt med vektorjema  $\vec{g}$  in  $\vec{t}$ .

$$\vec{g} \times \vec{t} = ((y_7 \times 1) - (z_7 \times 0); (x_7 \times 0) - (x_7 \times 1); (x_7 \times 0) - (y_7 \times 0)) \rightarrow (y_7, -x_7, 0) \rightarrow (x_8, y_8, z_8)$$

Dobljeni vektor smo poimenovali  $ml \rightarrow ml(x_8, y_8, z_8)$

Vektor smo nato delili z njegovo normirano vrednostjo in dobili vektor  $mln(\overline{mln})$ :

$$mln \rightarrow \left( \frac{x_8}{\sqrt{x_8^2 + y_8^2 + z_8^2}}; \frac{y_8}{\sqrt{x_8^2 + y_8^2 + z_8^2}}; \frac{z_8}{\sqrt{x_8^2 + y_8^2 + z_8^2}} \right) \rightarrow (x_9, y_9, z_9)$$

Dalje smo izračunali korekcijski faktor:

$$\text{kor} = (x_9 \times x_5) + (y_9 \times y_5) + (z_9 \times z_5)$$

$$\text{kor} = a$$

S korekcijskim faktorjem smo nato pomnožili vektor  $t(\vec{t})$ :

$$mln \text{ kor} (ax_5, ay_5, az_5) \rightarrow mln \text{ kor} (x_{10}, y_{10}, z_{10})$$

$$T(x_5 - x_{10}; y_5 - y_{10}; z_5 - z_{10}) \rightarrow (x_{11}, y_{11}, z_{11}) \rightarrow |T| = \sqrt{x_{11}^2 + y_{11}^2 + z_{11}^2} = b$$

S pomočjo skalarnega produkta med vektorjem  $\vec{T}$  in  $\vec{g}$  izračunamo kot med normalo ter trupom merjenja.

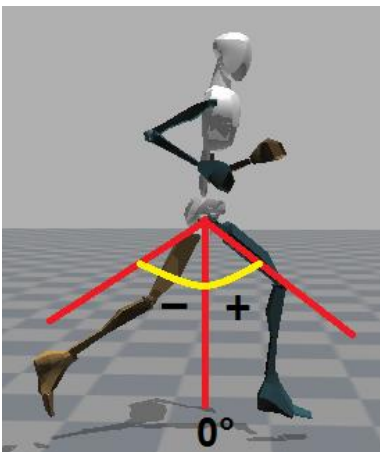
$$\text{vektor } T(\vec{T}): T(x_{11}, y_{11}, z_{11})$$

$$\text{vektor } g(\vec{g}): g(0,0,1)$$

$$\vec{T} \cdot \vec{g} = |T| \times |g| \times \cos \delta \rightarrow \delta = \arccos \frac{\vec{T} \cdot \vec{g}}{|T| \times |g|} \rightarrow \delta = \arccos \frac{z_{11}}{b \times 1} \rightarrow \delta = \arccos \frac{z_{11}}{b}$$

Naklon trupa smo v nadaljevanju opazovali na dva načina: povprečni naklon trupa v fazi opore ter amplitudo kota, na kateri se trup odklanja od vertikale. V prvem primeru smo izračunali povprečni odklon trupa od vertikale v času opore na desni nogi ter enako za levo. Tako smo znotraj odseka dobili 20 povprečnih vrednosti odklona trupa, po eno za vsak korak, oziroma deset povprečnih vrednosti, eno za vsak dvokorak. V drugem primeru smo za vsako fazo opore s funkcijama MIN in MAX v Excelu poiskali najmanjši ter največji odklon od vertikale, razliko med njima pa označili kot amplitudo, na kateri se trup odklanja. Dobili smo 20 vrednosti amplitud za 20 korakov oziroma deset vrednosti za deset dvokorakov.

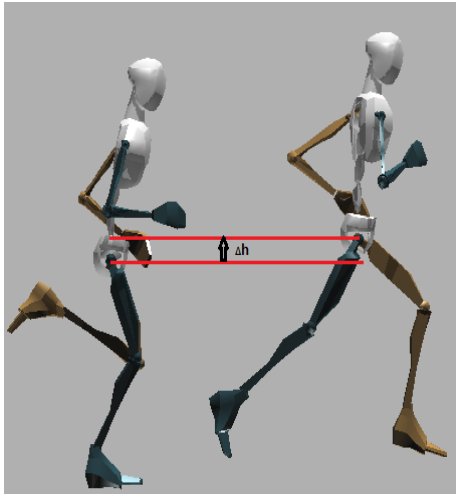
## 2.6.16 Kot upogiba v kolčnem sklepu



Slika 22. Definicija kota v kolku.

S programsko opremo MVN smo dobili tudi podatke za kot v kolku (slika 22). Enako kot pri naklonu trupa smo znotraj vsake oporne faze s funkcijama MIN in MAX v Excelu poiskali ekstremne vrednosti, razlike med njima pa označili kot amplitudo kota, na kateri se giblje stegnenica. Pozitivne vrednosti predstavljajo kot upogiba (odmik od vertikale naprej), negativne pa kot iztega (odmik od vertikale nazaj). Na odseku 10 dvokorakov smo dobili 20 vrednosti, po 10 za fazo opore na desni nogi ter enako za levo. V nadaljevanju smo gledali podatke znotraj dvokoraka ter tako dobili 10 vrednosti, ki so bile v resnici povprečje opore na levi ter desni nogi.

### 2.6.17 Vertikalna amplituda nihanja centralnega težišča telesa



Slika 23. Definicija vertikalne amplitude nihanja CTT

Eden od parametrov, ki jih izračuna sistem MVN Biomech, je tudi položaj centralnega težišča telesa (CTT) v prostoru. Za opazovanje želenega parametra smo potrebovali le položaj CTT v vertikalni smeri oziroma v smeri z koordinatnega sistema. S programom Matlab r2007a smo znotraj odseka desetih dvokorakov poiskali po 20 minimalnih in 20 maksimalnih vrednosti, za vsak korak en maksimum in en minimum. Tako je znotraj koraka razlika med njima predstavljala vertikalno amplitudo nihanja ( $\Delta h$ ) CTT (slika 23). Izračunali smo torej deset vrednosti amplitud nihanja CTT za odsek desetih dvokorakov. Ena vrednost je bila povprečje vertikalne amplitude nihanja CTT znotraj levega in desnega koraka.

## 2.7 Statistična obdelava podatkov

Priprava podatkov je potekala v programu Excel, v katerega smo vnesli vrednosti izbranih biomehanskih parametrov, ločeno za tek po kolesarjenju in izolirani tek. Vsaka od eksperimentalnih situacij je obsegala podatke za deset odsekov po 20 korakov, deset desnih in deset levih. Podatki znotraj eksperimentalne situacije so tako ločeni glede na odsek ter glede na vrsto noge. V nadaljevanju smo podatke na določenem odseku obravnavali kot 10 dvokorakov, kar pomeni, da sta zaporedni desni in levi korak predstavljala en dvokorak. Podatke o izbranem biomehanskem parametru za serijo desetih dvokorakov smo pridobili na način, ki je opisan v poglavju 2.7.

Statistična analiza je potekala s programsko opremo R (AT&T, New Jersey, ZDA) in Microsoft Office Excel 2010. Predstavljeni podatki so bili analizirani z deskriptivno statistiko, z uporabo aritmetične sredine ter standardnega odklona. Za grafično ponazoritev biomehanskih parametrov so uporabljeni škatlasti diagrami (ang. low-high plot), ki predstavljajo razpon od minimalne do maksimalne vrednosti ter aritmetično sredino izbranega parametra na določenem odseku tekaške proge.

Statistično analizo smo izvedli s programsko opremo R (AT&T, New Jersey, ZDA). S statistično analizo smo ugotavljali, kako posamezna eksperimentalna situacija vpliva na izbrane biomehanske parametre teka oziroma ali obstajajo statistično značilne razlike pri izbranih biomehanskih parametrih teka kot posledica razlike med eksperimentalnima situacijama. Za testiranje razlik med njima je bila uporabljena enosmerna ANOVA (Montgomery in Runger, 2011). Raven statistične značilnosti je bila določena pri  $p < 0,05$  in  $p < 0,01$ .

S statistično analizo smo ugotavljali tudi, kako znotraj eksperimentalne situacije razdalja oziroma odsek tekaške proge (kontrolna točka) vpliva na izbrane biomehanske parametre. Za preverjanje vpliva neodvisnega parametra (razdalja oziroma odsek tekaške proge) na odvisnega (izbrani

biomehanski parameter teka) smo uporabili linearno ali intrinzično linearno regresijo (Montgomery in Runger, 2011). Uporabljali smo tri modele:

- linearni  $y = k \times x + n$
- potenčni  $y = k \times \left(\frac{1}{x}\right) + n$
- eksponentni  $y = be^{ax}$

Kriterij, s katerim smo opredelili moč korelacije ( $r$ ) je bil tak: 0,00 ni povezanosti; < 0,01–0,19 neznatna; 0,20–0,39 šibka; 0,40–0,69 zmerna; 0,70–0,89 močna; 0,90–0,99 zelo močna; 1 popolna. Tako smo pri izbranem merjencu in izbrani eksperimentalni situaciji dobili model teka za določen biomehanski parameter. Poleg regresije smo izvedli še test naključnosti oziroma Wald-Wolfowitzev test (ang. runs test), s katerim smo preverjali, ali si dobljene vrednosti izbranih biomehanskih parametrov teka sledijo naključno glede na odsek teka (kontrolno točko) (Montgomery in Runger, 2011).

### 3 REZULTATI

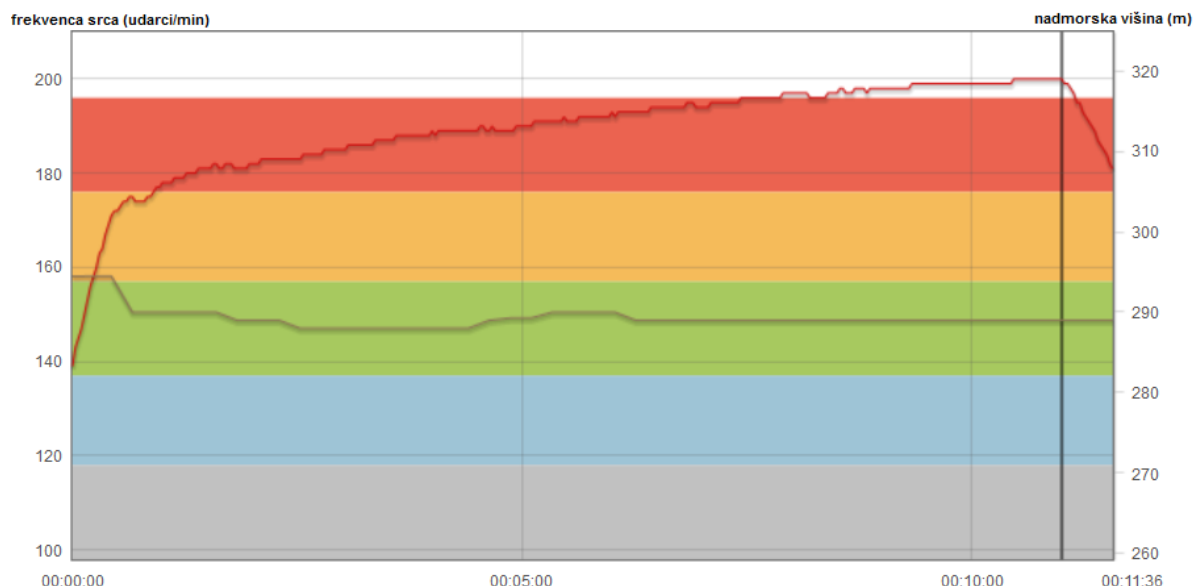
#### 3.1 Frekvenca srca in časi teka

V tabeli 4 je prikazan časovni potek obeh eksperimentalnih situacij s podatki o opravljeni dolžini gibanja ter frekvenci srca. Povprečni srčni utrip eksperimentalne situacije izoliranega teka je skupaj z ogrevanjem znašal 151 udarcev/min, eksperimentalne situacije teka po kolesarjenju pa 159. Merjenec je v obeh primerih pretekel trikilometrsko razdaljo s povprečno frekvenco srca 188 udarcev na minuto, pri čemer je tek po kolesarjenju izvedel po 20 minutah kolesarjenja s povprečnim srčnim utripom 166.

Tabela 4

Prikaz trajanja dogodkov, frekvence srca ter opravljene razdalje.

	Izolirani tek			Tek po kolesarjenju		
	čas [hh:mm:ss]	FS povp. [ud/min]	razdalja [m]	čas [hh:mm:ss]	FS povp. [ud/min]	razdalja [m]
ogrevanje	0:15:00	145	2620	0:11:00	115	x
raztezne vaje	0:07:24	110	90	x	x	x
kolesarjenje	x	x	x	0:20:00	166	x
menjava	x	x	x	0:01:18	165	x
tek	0:10:33	<b>188</b>	3000	0:11:12	<b>188</b>	3000
SKUPAJ	0:32:57	151	5710	0:43:30	159	3000

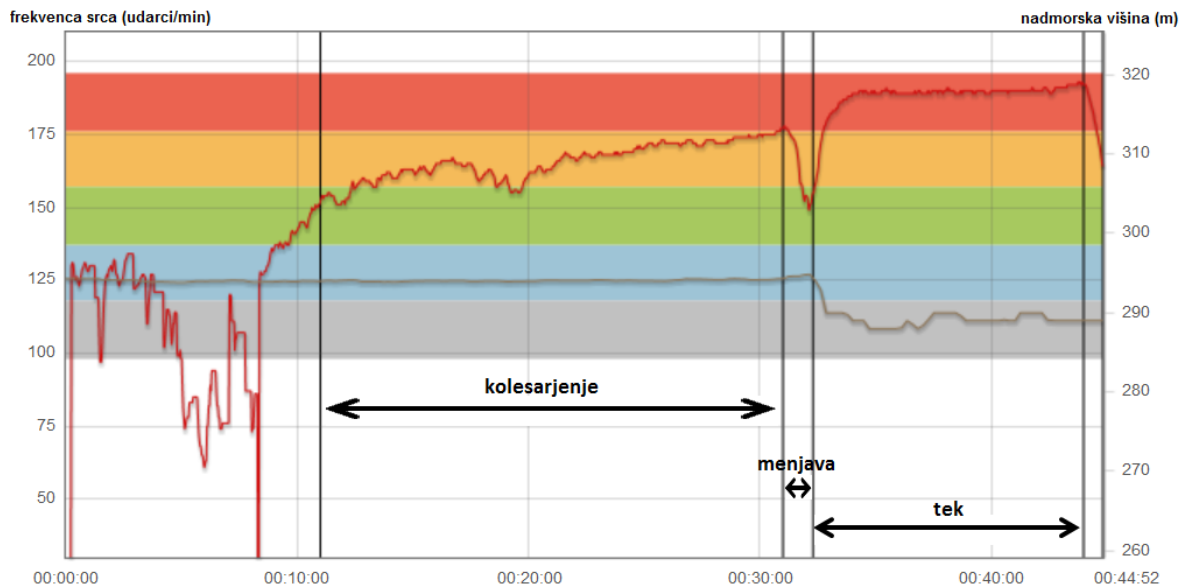


Slika 24. Grafični prikaz frekvence srca in nadmorske višine pri izoliranem teku.

Na sliki 24 so prikazani podatki izoliranega teka, pridobljeni z merilnikom srčnega utripa (Polar RCX5). Dinamika srčnega utripa kaže hitro povečanje frekvence srca v prvih 40 sekundah s 139 na 175



udarcev/min, nato pa počasi naraščanje do konca tekaškega dela, kjer doseže maksimalno vrednost 200 udarcev/min. Povprečna FS izoliranega teka je bila 188.



Slika 25. Grafični prikaz frekvenca srca in nadmorske višine eksperimentalne situacije teka po kolesarjenju z ogrevanjem

Na sliki 25 je prikaz podatkov celotne eksperimentalne situacije teka po kolesarjenju, z vključenim ogrevanjem. Kolesarski del je merjenec pričel s frekvenco srca 152 udarcev/min, končal pa s 175. Povprečna vrednost FS v kolesarskem delu je bila 166 udarcev/min. Po 20 minutah je merjenec sestopil s kolesa in se pripravil za tek. Za menjavo je potreboval 78 sekund, srčni utrip pa mu je padel s 175 na 155 udarcev/min. Trikilometrski tekaški del je torej pričel s FS = 155 in po 40 sekundah hitre rasti FS dosegel vrednost 188 udarcev/min. Do konca tekaškega dela je bil srčni utrip zelo konstanten, kjer je dosegel tudi maksimalno vrednost 193 udarcev/min. Povprečna FS v tekaškem delu je bila 188 udarcev/min.

### Čas teka

Merjenec je v obeh eksperimentalnih situacijah pretekel enako trikilometrsko tekaško progo z enakimi navodili, torej z najvišjo možno intenzivnostjo. Pri izoliranem teku je za progo potreboval 633 sekund (10:33), v drugi eksperimentalni situaciji, v kateri je tekel po predhodnem kolesarjenju, pa 672 sekund (11:12). Za enako progo je pri izoliranem teku potreboval 39 sekund manj kot pri teku po kolesarjenju (tabela 4).

V nadaljevanju bodo predstavljeni rezultati statistične obdelave podatkov.

## 3.2 Rezultati statistične obdelave

### 3.2.1 Rezultati ANOVE

Rezultati statistične analize vpliva eksperimentalne situacije na izbrane biomehanske parametre so predstavljeni v tabeli 5. Pri petih od 21 obravnavanih biomehanskih parametrov se njihove vrednosti v medsebojni primerjavi eksperimentalnih situacij, izoliranega teka ter teka po kolesarjenju, statistično značilno razlikujejo. Na drugi strani pa pri preostalih 16 statistično značilnih razlik ni mogoče opaziti. S 5-odstotnim tveganjem lahko trdimo, da med izoliranim tekom ter tekom po kolesarjenju obstajajo razlike v frekvenci dvokoraka, z 1-odstotnim tveganjem pa še v hitrosti teka, dolžini dvokoraka, času oporne faze ter kotu upogiba v kolenu v fazi srednje opore.

**Tabela 5**

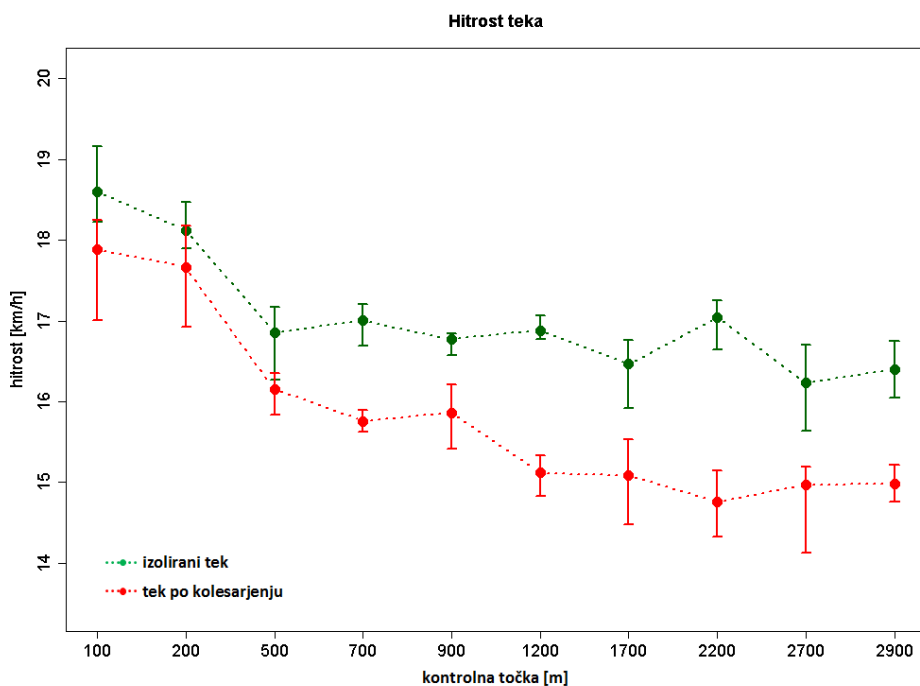
Prikaz F-vrednosti ter p-vrednosti za posamezne biomehanske parametre.

Parameter	F-vrednost	p-vrednost	Statistično značilno
hitrost teka	11,170	0,0007	✓
dolžina dvokoraka	8,779	0,0017	✓
frekvenca dvokorakov	4,909	0,0133	✓
čas faze opore	10,830	0,0077	✓
čas faze leta	1,995	0,1590	✗
najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge	1,695	0,2220	✗
kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago	0,497	0,8440	✗
kot upogiba v kolenu ob odzivu	1,054	0,4690	✗
kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore	9,846	0,0011	✓
kot upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago	1,170	0,4100	✗
kot upogiba v gležnju ob odzivu	0,259	0,9720	✗
minimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	2,311	0,1140	✗
maksimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	0,817	0,6160	✗
amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	0,562	0,7980	✗
minimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore	0,494	0,8460	✗
maksimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore	0,383	0,9160	✗
amplituda kota odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore	0,812	0,6200	✗
povprečni odklon trupa od vertikale naprej	0,416	0,8960	✗
višina medenice v fazi srednje opore	0,366	0,9250	✗
povprečna višina medenice v fazi opore	0,328	0,9440	✗
vertikalna amplituda nihanja CTT	0,551	0,8060	✗

### Hitrost teka

Povprečna hitrost celotnega izoliranega teka je bila 17,06 km/h oziroma 3:31 min/km (tabela 6), gledano po odsekih pa 17,04 km/h. Najvišja zabeležena hitrost na opazovanih odsekih je znašala 18,6 km/h in je bila dosežena na 1. odseku (100 m), najnižja pa 16,23 km/h in je bila opažena na predzadnjem opazovanem odseku (2700 m). Razlika med najvišjo in najnižjo hitrostjo teka znaša 2,37 km/h, kar predstavlja 12,74 %. Na prvih dveh odsekih je hitrost opazno višja kot od 3. odseka naprej, ko se ta ne spreminja več bistveno, a ima vseeno padajoči trend (slika 26).

Povprečna hitrost celotnega teka po kolesarjenju je bila 16,07 km/h oziroma 3:44 min/km (tabela 6), gledano po odsekih pa 15,82 km/h. Merjenec je tekel z najvišjo hitrostjo na 1. opazovanem odseku, in sicer s 17,88 km/h, z najnižjo pa na 8. odseku (2200 m), kjer je bila hitrost 14,76 km/h. Razlika med njima je znašala 3,12 km/h, kar predstavlja 17,45 %. Hitrost na prvih dveh odsekih po kolesarjenju je opazno višja, medtem ko po večjem padcu hitrosti na 3. odseku le-ta tudi v nadaljevanju pada, a ne tako izrazito (slika 26).



Slika 26. Grafični prikaz hitrosti po odsekih za izolirani in ter tek po kolesarjenju.

Hitrost teka se med eksperimentalnima situacijama statistično značilno razlikuje pri  $p = 0,00068$ . Hitrost izoliranega teka je na vseh odsekih višja od hitrosti teka po kolesarjenju. V povprečju je na odsekih višja za 1,21 km/h. Najmanjša razlika je na 2. odseku in znaša 0,45 km/h, največja pa na 8., in sicer 2,28 km/h. Razlika med najvišjo in najnižjo hitrostjo teka je bila pri izoliranem teku 2,37 km/h (12,74 %) pri teku po kolesarjenju pa 3,12 km/h (17,45 %).

Celotno tekaško progo je merjenec pri izoliranem teku pretekel z 0,99 km/h višjo hitrostjo oziroma je za tri kilometre teka porabil 39 sekund manj. V povprečju je za en kilometer teka po kolesarjenju porabil 13 sekund več, po zaporednih kilometrih pa +11 s, +11 s, +17 s. Tekaški tempo je imel pri izoliranem teku 3:31 min/km, pri teku po kolesarjenju pa 3:44 min/km (tabela 6).

Tabela 6

Podatki o času, tempu ter hitrosti teka na kilometrskih razdaljah za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

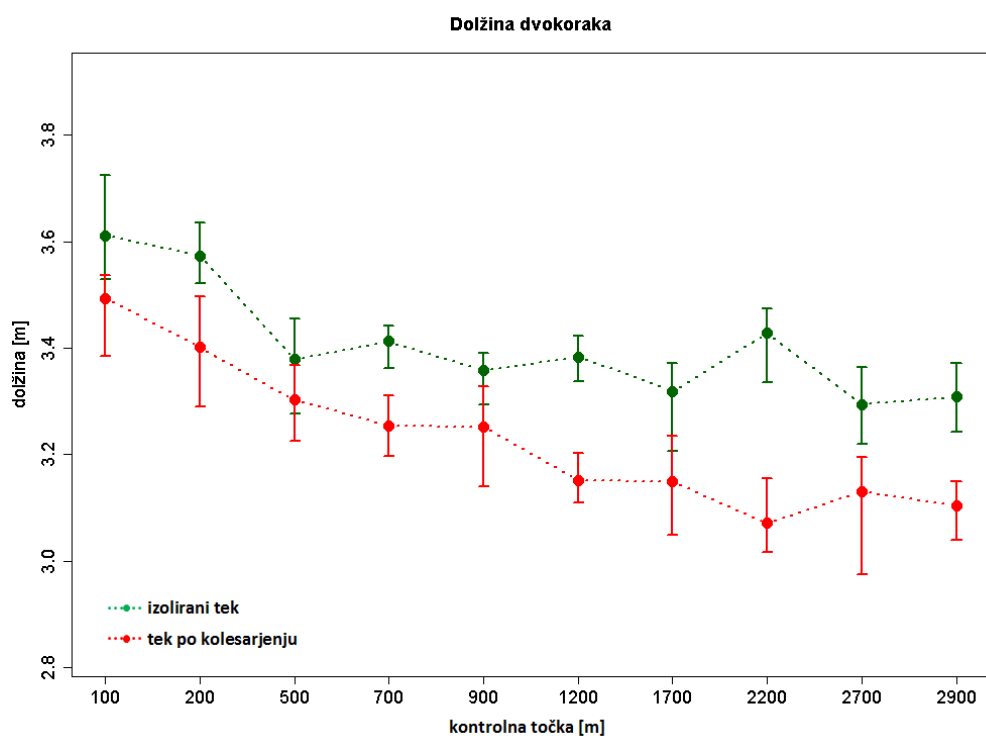
razdalja [m]	Izolirani tek			Tek po kolesarjenju		
	čas [hh:mm:ss]	tempo [min/km]	v [km/h]	čas [hh:mm:ss]	tempo [min/km]	v [km/h]
1000	0:03:25	0:03:25	17,56	0:03:36	0:03:36	16.67
2000	0:07:00	0:03:35	16.74	0:07:22	0:03:46	15.93
3000	<b>0:10:33</b>	0:03:33	16.90	<b>0:11:12</b>	0:03:50	15.65
povprečje		<b>0:03:31</b>	<b>17.06</b>		<b>0:03:44</b>	<b>16.07</b>

## Dolžina dvokoraka

Povprečna dolžina dvokoraka pri izoliranem teku je znašala 3,41 m, najdaljša je bila 3,61 m na prvem opazovanem odseku (100 m), najkrajša pa 3,29 m na predzadnjem odseku (2700 m). Največja razlika v dolžini dvokoraka med opazovanimi odseki je znašala 0,32 m, kar je 8,86 %. Dolžina dvokoraka ima na celotni tekaški progi padajoči trend (slika 27).

Merjenec je tekaško progo po kolesarjenju odtekel s povprečno dolžino dvokoraka v izmeri 3,23 m. Tudi v tem primeru ima dolžina dvokoraka na celotni progi padajoči trend (slika 27), pri čemer je najdaljši dvokorak 3,49 m na 1. odseku (100 m) in najkrajši, 3,07 m na 8. odseku (2200 m). Največja razlika znaša 0,42 m, kar predstavlja 12,03 %.

Dolžina dvokoraka se med eksperimentalnima situacijama statistično značilno razlikuje pri  $p = 0,00171$ . Na vseh kontrolnih točkah pri izoliranem teku je daljša, v povprečju za 0,18 m ali 5,28 %. Razlika je največja na 8. odseku, ko znaša 0,36 m in najmanjša na 3., in sicer 0,08 m. Čeprav je za dolžino dvokoraka v obeh primerih značilen trend padanja, je za razliko v dolžini dvokoraka opazen trend naraščanja (slika 27). Razlika med najdaljšo in najkrajšo dolžino dvokoraka je bila pri izoliranem teku 0,32 m (8,86 %), pri teku po kolesarjenju pa 0,42 m (12,03 %).



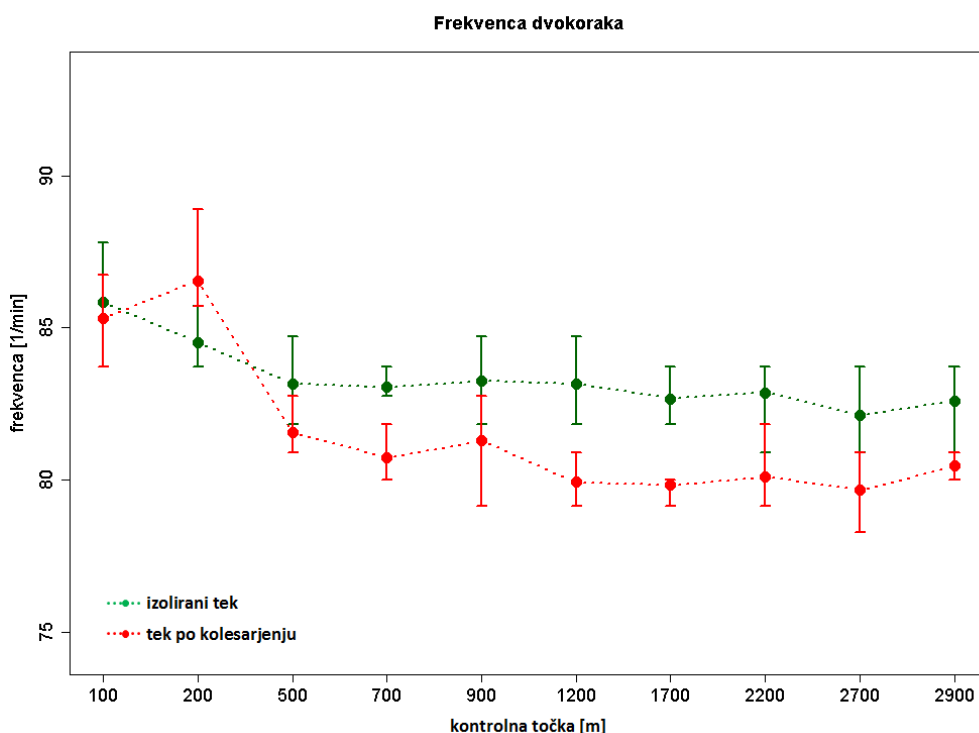
Slika 27. Grafični prikaz dolžine dvokoraka po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

## Frekvenca dvokoraka

Povprečna frekvenca dvokoraka pri izoliranem teku je znašala  $83,32 \text{ min}^{-1}$ . Najvišja je bila na 1. odseku in je znašala  $85,83 \text{ min}^{-1}$ , najnižja pa na predzadnjem, in sicer  $82,11 \text{ min}^{-1}$ . Najvišja razlika je znašala  $3,21 \text{ min}^{-1}$ , kar je 3,74 %. Frekvenca dvokoraka je bila nekoliko višja na prvih dveh odsekih, od 3. do 10. pa je ostajala precej konstantna, znotraj  $1,04 \text{ min}^{-1}$  (1,21 %).

Povprečna frekvenca dvokoraka pri teku po kolesarjenju je bila  $81,54 \text{ min}^{-1}$ , z najvišjo vrednostjo na 2. odseku, ko je znašala  $86,55 \text{ min}^{-1}$ , ter najnižjo vrednostjo na predzadnjem odseku, ko je bila  $79,65 \text{ min}^{-1}$ . Največja razlika je znašala  $6,9 \text{ min}^{-1}$ , kar pomeni 7,97 %. Frekvenca dvokoraka se je od 1. do 2. odseka še povečala, nato pa je sledil strm padec do 3. odseka in ohranjanje dokaj konstantne vrednosti okoli  $80 \text{ min}^{-1}$  do konca teka.

Med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju obstajajo statistično značilne razlike v frekvenci dvokoraka pri  $p = 0,0133$ . V povprečju je frekvenca dvokorakov pri izoliranem teku višja za  $1,78 \text{ min}^{-1}$ , kar znaša 2,14 %. Na 1. odseku sta si frekvenci dvokoraka najbolj podobni in se razlikujeta le za  $0,51 \text{ min}^{-1}$ , na 2. odseku sledi padec frekvence pri izoliranem teku, medtem ko se frekvenca pri teku po kolesarjenju opazno poveča (slika 28). Sledi izrazit padec frekvence do 3. odseka pri teku po kolesarjenju ter nekoliko manj izrazit pri izoliranem teku. Od 3. odseka do konca je v obeh primerih frekvenca dvokoraka bolj konstantna, a ohranja padajoči trend. Razlika se od 3. odseka naprej nahaja med  $1,61 \text{ min}^{-1}$  in  $3,23 \text{ min}^{-1}$  (največja razlika na 6. odseku). Razlika med najvišjo in najnižjo frekvenco dvokoraka je bila pri izoliranem teku  $3,21 \text{ min}^{-1}$  (3,74 %) pri teku po kolesarjenju pa še enkrat večja, in sicer  $6,9 \text{ min}^{-1}$  (7,97 %).



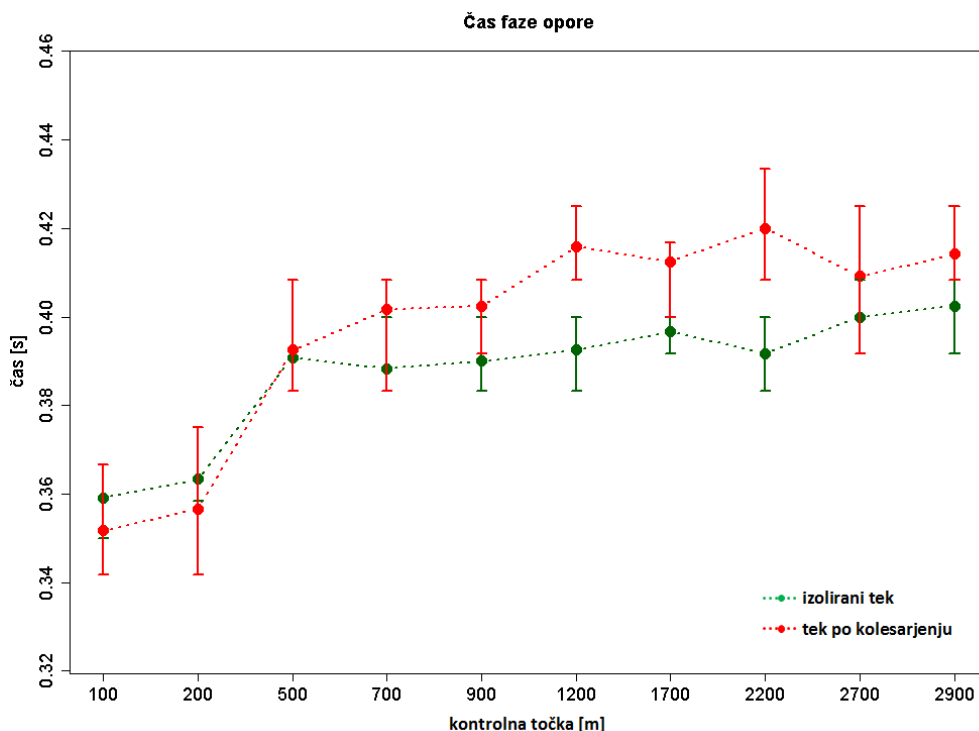
Slika 28. Grafični prikaz frekvence dvokoraka po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

## Čas faze opore

Povprečno trajanje faze opore dvokoraka je pri izoliranem teku znašalo 0,388 s, pri čemer je bila z vrednostjo 0,359 s ta faza najkrajša na 1. odseku in najdaljša na zadnjem, in sicer 0,403 s. Največja razlika je znašala 0,044 s, kar je 10,92 %. Oporna faza je bila najkrajša na prvih dveh odsekih, v nadaljevanju pa je bil zanjo značilen trend naraščanja (slika 29).

Povprečno trajanje faze opore pri teku po kolesarjenju je bilo 0,398 s, največja razlika je znašala 0,068 s (16,19 %). Najkrajša faza opore je bila na 1. odseku, 0,352 s, najdaljša pa na 8. odseku, ko je bila 0,420 s. Prav tako je bila oporna faza najkrajša na prvih dveh odsekih, nato pa se je do 3. odseka vidneje podaljšala, v nadaljevanju pa je ohranjala padajoči trend (slika 29).

Tudi pri tem biomehanskem parametru smo ugotovili statistično značilne razlike med enim in drugim tekom pri  $p = 0,00765$ . V povprečju je trajanje faze opore pri teku po kolesarjenju za 0,010 s (2,51 %) daljše kot pri izoliranem teku. V obeh primerih se faza opore podaljšuje, pri čemer je na 1. in 2. odseku le-ta krajša pri teku po kolesarjenju, na 3. odseku sta fazi skoraj enako dolgi, na vseh ostalih odsekih pa je faza opore krajša pri izoliranem teku (slika 29). Najmanjša razlika je torej na 3. odseku (0,002 s), največja v prid teka po kolesarjenju na 1. odseku (0,008 s), največja v prid izoliranega teka pa na 8. odseku (-0,028 s). Razlika med najkrajšim in najdaljšim časom faze opore je bila pri izoliranem teku 0,044 s (10,92 %), pri teku po kolesarjenju pa 0,068 s (16,19 %).



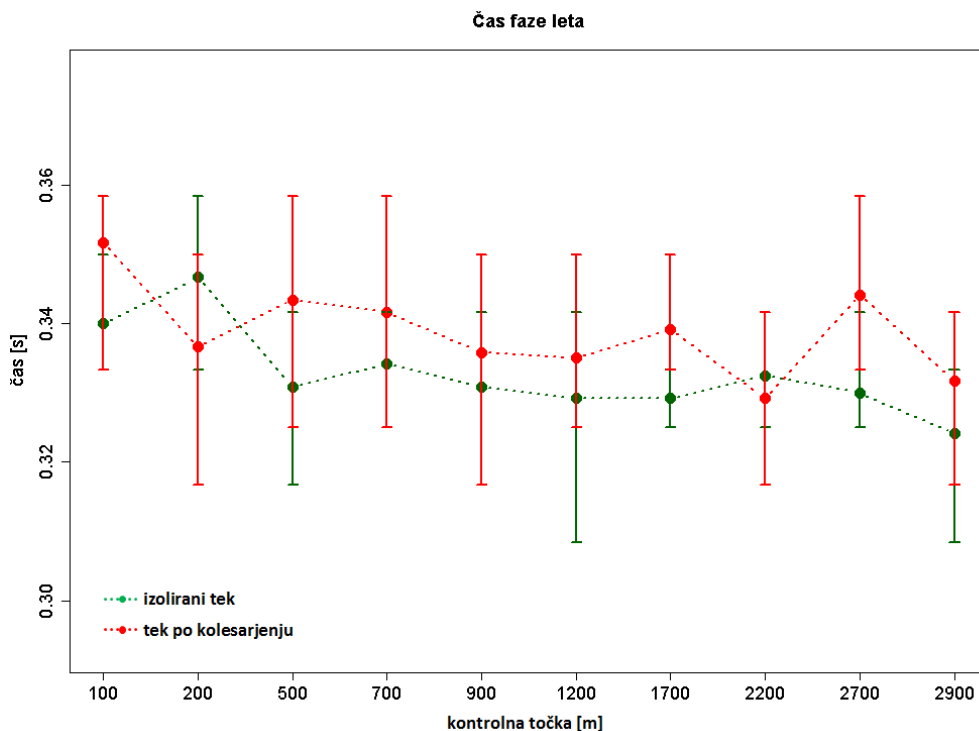
Slika 29. Grafični prikaz časa oporne faze dvokoraka po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

## Čas faze leta

Povprečno trajanje faze leta pri izoliranem teku je znašalo 0,333 s. Najdaljša je bila ta faza na 2. odseku (0,347 s), najkrajša pa na zadnjem (0,324 s). Največja razlika je torej znašala 0,023 s kar znaša 6,63 %. Trajanje faze leta ima padajoči trend, kar pomeni, da postaja vedno krajša, prihaja le do nekakšnega odstopanja na drugem ter predzadnjem odseku (slika 30).

Povprečno trajanje faze leta pri teku po kolesarjenju je znašalo 0,0339 s. Faza leta je bila najdaljša na 1. odseku (0,352 s) in najkrajša na 8., ko je znašala 0,329 s. Največja razlika je znašala 0,023 s ali 6,53 %. Po 1. odseku se je trajanje faze leta še nekoliko povečalo, nato je do 3. odseka vidneje padlo ter ostalo konstantno z rahlim trendom padanja (slika 30).

Faza leta je v povprečju daljša pri teku po kolesarjenju, in sicer za 0,006 s (1,77 %). V obeh eksperimentalnih situacijah je trend faze leta med trikiletrsko progo padajoč, na 2. in 8. odseku je faza leta pri izoliranem teku daljša, na vseh ostalih pa krajša (slika 30). Najmanjša razlika je na 7. odseku (0,003 s), največja pa na 8. (-0,014 s). Razlike se gibljejo v razponu od -0,014 s do 0,010 s, kar je 0,024 s. Razlika med najkrajšim in najdaljšim časom faze leta je bila pri izoliranem teku 0,023 s (6,63 %), pri teku po kolesarjenju pa 0,023 s (6,53 %). Statistično značilnih razlik v trajanju faze leta med obema tekoma ni bilo ( $p = 0,159$ ).



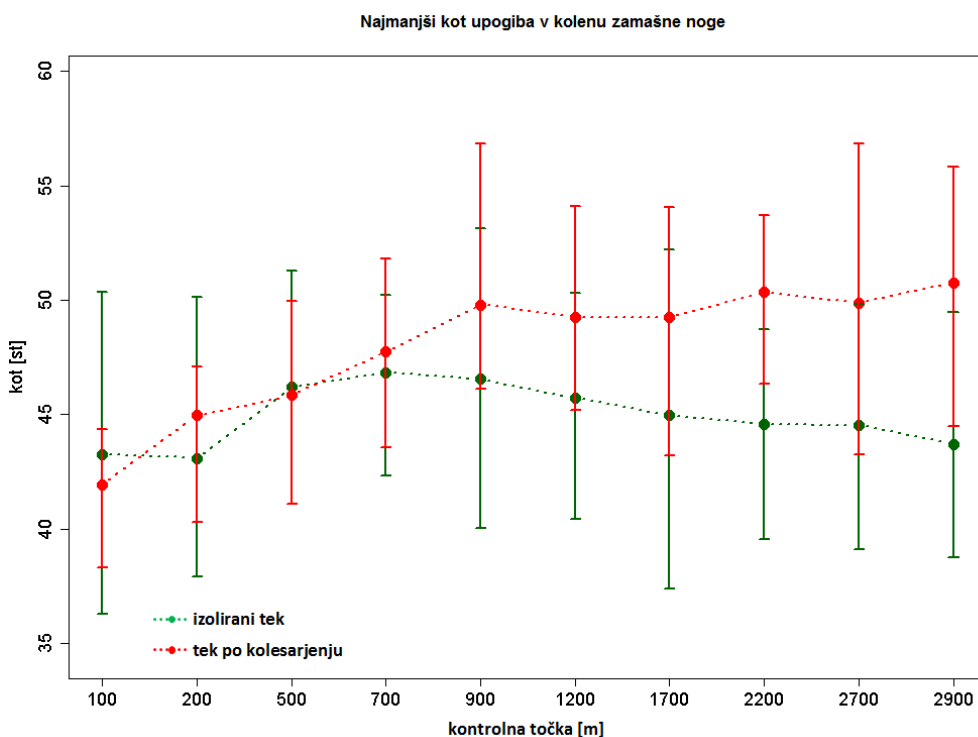
Slika 30. Grafični prikaz časa faze leta dvokoraka po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge

Povprečna vrednost najmanjšega kota upogiba v kolenu zamašne noge pri izoliranem teku je bila  $44,94^\circ$ , najvišja vrednost je bila na 4. odseku ( $46,82^\circ$ ), najnižja pa na 2. ( $43,09^\circ$ ). Razlika med najnižjo in najvišjo povprečno vrednostjo je bila  $3,73^\circ$  oziroma  $7,97\%$ . Od 1. do 4. odseka so se vrednosti kota upogiba v kolenu povečevale, nato pa so se začele zmanjševati z nakazanim trendom padanja vse do konca (slika 31).

Povprečna vrednost najmanjšega kota upogiba v kolenu pri teku po kolesarjenju je znašala  $47,98^\circ$ , najnižja vrednost je bila na 1. odseku ( $41,94^\circ$ ) in najvišja na zadnjem ( $50,77^\circ$ ). Razlika med najvišjo in najnižjo povprečno vrednostjo glede na odsek je bila  $8,83^\circ$  oziroma  $17,39\%$ . Na odsekih od 1 do 5 se je najmanjši kot upogiba v kolenu opazneje povečeval, nato pa je bil trend povečevanja vse do konca nekoliko manj izrazit. Opaziti je bilo mogoče izrazitejše spremembe v 1. kilometru v primerjavi z 2. in 3. kilometrom (slika 31).

V povprečju je najmanjši kot upogiba v kolenu pri izoliranem teku za  $3,04^\circ$  oziroma  $6,34\%$  manjši v primerjavi s tekom po kolesarjenju, a razlika ni statistično značilna ( $p = 0,222$ ). Prvih 700 metrov so si najmanjše vrednosti kota upogiba v kolenu zelo podobne (odseki od 1 do 4), od tam naprej pa sledi povečevanje kota (zmanjševanje upogiba) pri teku po kolesarjenju, medtem ko se kot upogiba v kolenu pri izoliranem teku zmanjšuje (povečevanje upogiba) (slika 31). Razlika se spremeni od  $+0,34^\circ$  do  $-7,06^\circ$ , gledano na celotni tekaški progi pa se vrednosti razlik gibljejo od  $1,30^\circ$  do  $-7,06^\circ$  ( $8,36\%$ ). Razlika med najmanjšim in največjim minimalnim kotom upogiba v kolenu je bila pri izoliranem teku  $3,73^\circ$  ( $7,97\%$ ), pri teku po kolesarjenju pa kar  $8,83^\circ$  ( $17,39\%$ ).



Slika 31. Grafični prikaz najmanjšega kota upogiba v kolenu zamašne noge po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

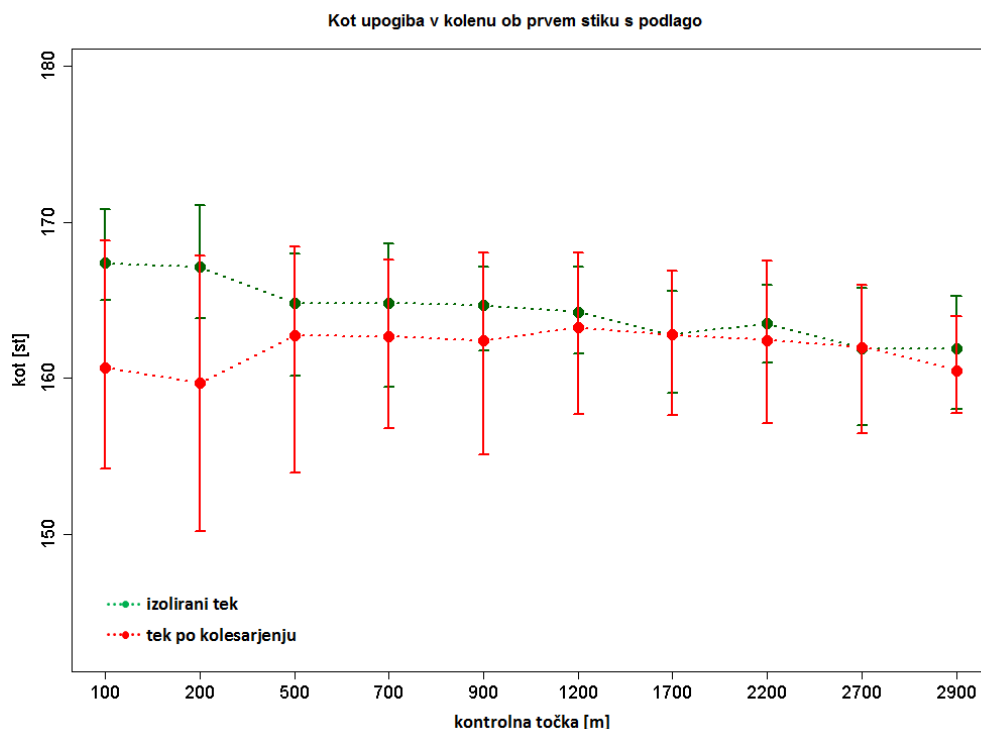


### Kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago

Kot upogiba kolena ob prvem stiku stopala s podlago pri izoliranem teku je bil v povprečju  $164,34^\circ$  in se giblje v razponu od  $161,89^\circ$  (10. odsek) do  $167,35^\circ$  (1. odsek). Največja razlika tako znaša  $5,46^\circ$  ali  $3,26\%$ . Med tekaško progo ima kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago padajoči trend (slika 32).

Povprečni kot upogiba v kolenu v trenutku prvega dotika stopala s tlemi pri teku po kolesarjenju je bil  $161,91^\circ$ . Vrednosti se gibljejo od  $159,67^\circ$  (2. odsek) in  $163,3^\circ$  (6. odsek). Razlika med skrajnima vrednostma je torej  $3,63^\circ$  ali  $2,22\%$ . Od 1. do 6. odseka imajo vrednosti trend naraščanja, od 7. do 10. pa trend padanja (slika 32).

V povprečju je kot upogiba v kolenu za  $2,42^\circ$  ali  $1,47\%$  večji pri izoliranem teku, a razlika ni statistično značilna ( $p = 0,844$ ). Trend padanja vrednosti pri izoliranem teku je v nasprotju s tekom po kolesarjenju, pri katerem imajo vrednosti do 6. odseka trend naraščanja, nato pa manj izrazit trend padanja (slika 32). Razlike v kotu upogiba kolena med obema tekoma se gibljejo od  $7,52^\circ$  do  $-0,05^\circ$  in je zanje značilen trend zmanjševanja. Od 1. odseka, ko je razlika  $6,70^\circ$ , se le-te v nadaljevanju zmanjšujejo, na 7. odseku pa kot upogiba v kolenu v obeh primerih doseže enako vrednost. Vrednosti kota upogiba v kolenu se pri izoliranem teku gibljejo na razponu  $5,46^\circ$  ( $3,26\%$ ), pri teku po kolesarjenju pa  $3,63^\circ$  ( $2,22\%$ ).



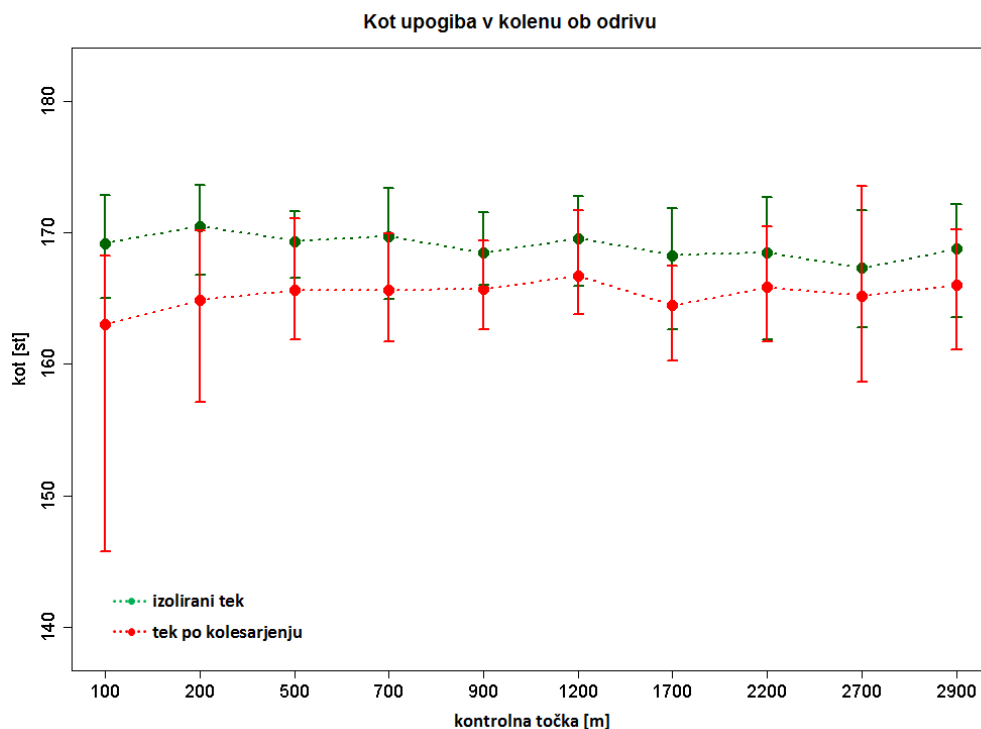
Slika 32. Grafični prikaz kota upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Kot upogiba v kolenu ob odzivu

Kot upogiba v kolenu ob odzivu je bil pri izoliranem teku v povprečju  $168,96^\circ$  in dosega minimum s  $167,32^\circ$  (9. odsek) ter maksimum  $170,49^\circ$  (2. odsek). Največja razlika je  $3,17^\circ$  ali  $1,86\%$ . Vrednosti se po odsekih ne spreminjajo bistveno, a imajo kljub vsemu nakazan trend padanja (slika 33).

Kot upogiba v kolenu v fazi odziva je pri teku po kolesarjenju v povprečju  $165,32^\circ$  z ekstremoma  $163,06^\circ$  (1. odsek) in  $166,72^\circ$  (6. odsek). Razpon med njima znaša  $3,66^\circ$  oziroma  $2,20\%$ . Vrednosti kota upogiba v kolenu naraščajo do 6. odseka, na 7. sledi padec, nato pa zopet naraščanje (slika 33).

Koleno je v fazi odziva pri izoliranem teku v povprečju za  $3,65^\circ$  ali  $2,16\%$  bolj iztegnjeno, kar se ni izkazalo za statistično značilno različno ( $p = 0,469$ ). V nasprotju s trendom zmanjševanja kota upogiba v kolenu pri izoliranem teku ima kot upogiba v kolenu pri teku po kolesarjenju trend naraščanja (slika 33). To pomeni, da se med tekaško progo razlike v kotu upogiba kolena v fazi odziva po odsekih zmanjšujejo. Na prvem odseku je kot upogiba v kolenu za  $6,13^\circ$  večji pri izoliranem teku, na predzadnjem odseku pa je ta razlika  $2,11^\circ$ . Vrednosti kota upogiba v kolenu se pri izoliranem teku gibljejo na razponu  $3,17^\circ$  ( $1,86\%$ ), pri teku po kolesarjenju pa  $3,66^\circ$  ( $2,20\%$ ).



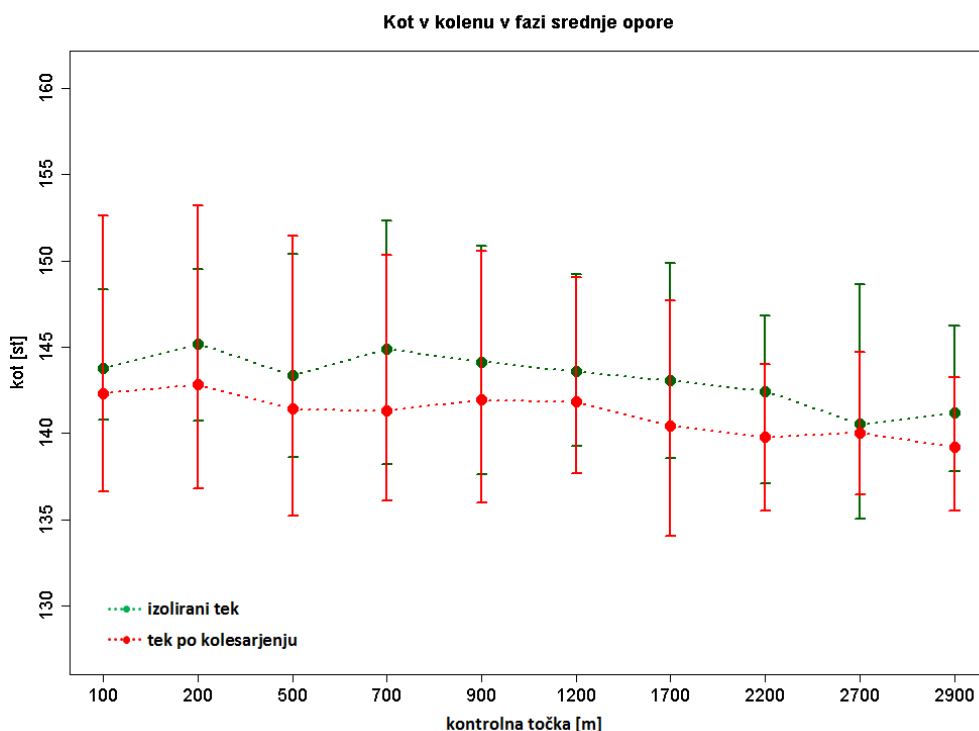
Slika 33. Grafični prikaz kota upogiba v kolenu ob odzivu po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore

Povprečna vrednost kota upogiba v kolenu, ko se stopalo nahaja pod medenico v fazi opore, znaša pri izoliranem teku  $143,21^\circ$ . Vrednosti se gibljejo na razponu od  $140,52^\circ$  (9. odsek) do  $145,19^\circ$  (2. odsek). Razlika med skrajnima vrednostma je  $4,67^\circ$  ali 3,22 %. Gledano na celotno tekaško progo imajo vrednosti kota upogiba v kolenu v fazi srednje opore nakazan trend padanja (slika 34).

Povprečni kot upogiba v kolenu pri teku po kolesarjenju znaša  $141,10^\circ$ , z minimumom  $139,21^\circ$  (10. odsek) ter maksimumom  $142,82^\circ$  (2. odsek). Razlika med njima je  $3,61^\circ$  ali 2,53 %. Za vrednosti kota upogiba v kolenu je prav tako značilen trend padanja (slika 34).

Koleno je pri izoliranem teku v povprečju za  $2,11^\circ$  bolj iztegnjeno v primerjavi s tekom po kolesarjenju. Vrednosti kota upogiba v kolenu med obema eksperimentalnima situacijama se statistično značilno razlikujejo pri  $p = 0,00111$ . Koleno je v fazi srednje opore na vseh odsekih bolj iztegnjeno pri izoliranem teku, in sicer na razponu od  $0,48^\circ$  do  $3,58^\circ$ . V obeh eksperimentalnih situacijah je nakazan trend padanja, se pravi zmanjševanje iztega oziroma povečevanje upogiba (slika 34). Vrednosti kota upogiba v kolenu se pri izoliranem teku gibljejo v razponu  $4,67^\circ$  (3,22 %), pri teku po kolesarjenju pa  $3,61^\circ$  (2,53 %).



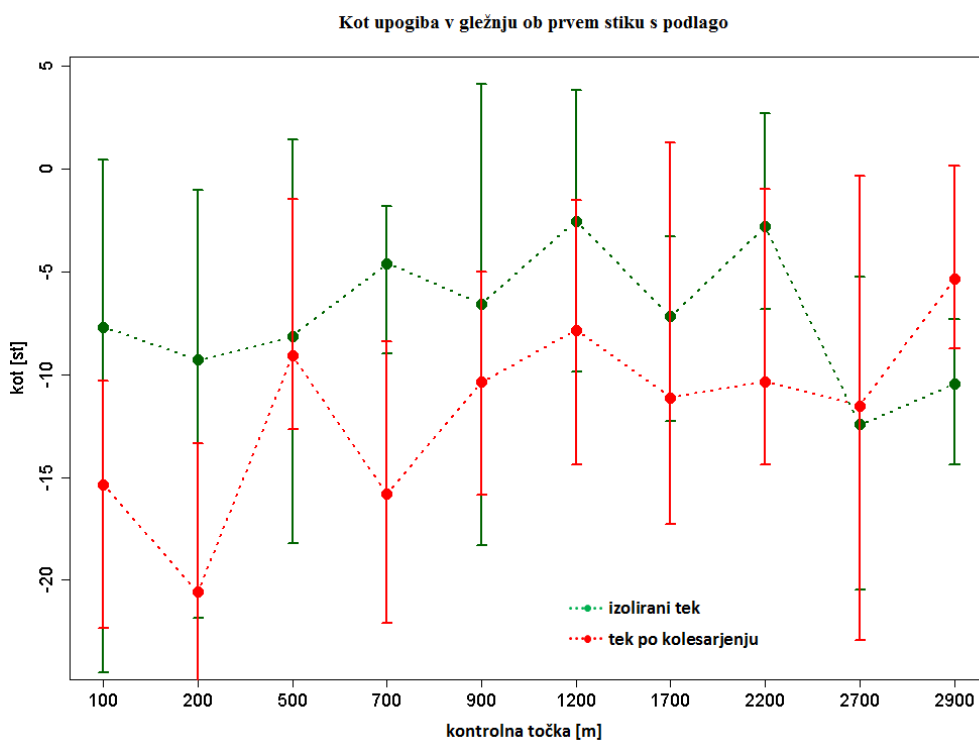
Slika 34. Grafični prikaz kota upogiba v kolenu v fazi srednje opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Kot upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago

Povprečna vrednost kota upogiba v gležnju ob prvem stiku stopala s podlago je pri izoliranem teku znašala  $-7,17^\circ$  (izteg stopala). Vrednosti se gibljejo v razponu od  $-9,29^\circ$  (2. odsek) do  $-2,53^\circ$  (7. odsek). Razlika med skrajnima vrednostma je  $6,76^\circ$  (72,77 %). Na prvih šestih odsekih je nakazan trend zmanjševanja iztegovanja stopala, nato pa trend povečevanja (slika 35).

Povprečni kot upogiba v gležnju pri teku po kolesarjenju znaša  $-11,74^\circ$ , z najmanjšo povprečno vrednostjo  $-20,57^\circ$  (2. odsek) ter največjo  $-5,34^\circ$  (10. odsek). Razlika med njima je  $8,83^\circ$  (42,93 %). Vrednosti kažejo na trend zmanjševanja iztegovanja stopala med tekaško progo (slika 35).

V povprečju je kot upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago pri izoliranem teku večji za  $4,57^\circ$ , kar pomeni v povprečju za  $4,57^\circ$  manjši izteg v gležnju. Razlike se gibljejo med vrednostmi  $-5,13^\circ$  (manjši izteg stopala pri teku po kolesarjenju) in  $11,28^\circ$  (manjši izteg stopala pri izoliranem teku), kar pomeni na razponu  $16,41^\circ$ . Kljub veliki spremenljivosti vrednosti je pri izoliranem teku nakazan trend ohranjanja kota iztega v gležnju, medtem ko se pri teku po kolesarjenju kaže trend povečevanja vrednosti kota iztega v gležnju (slika 35).



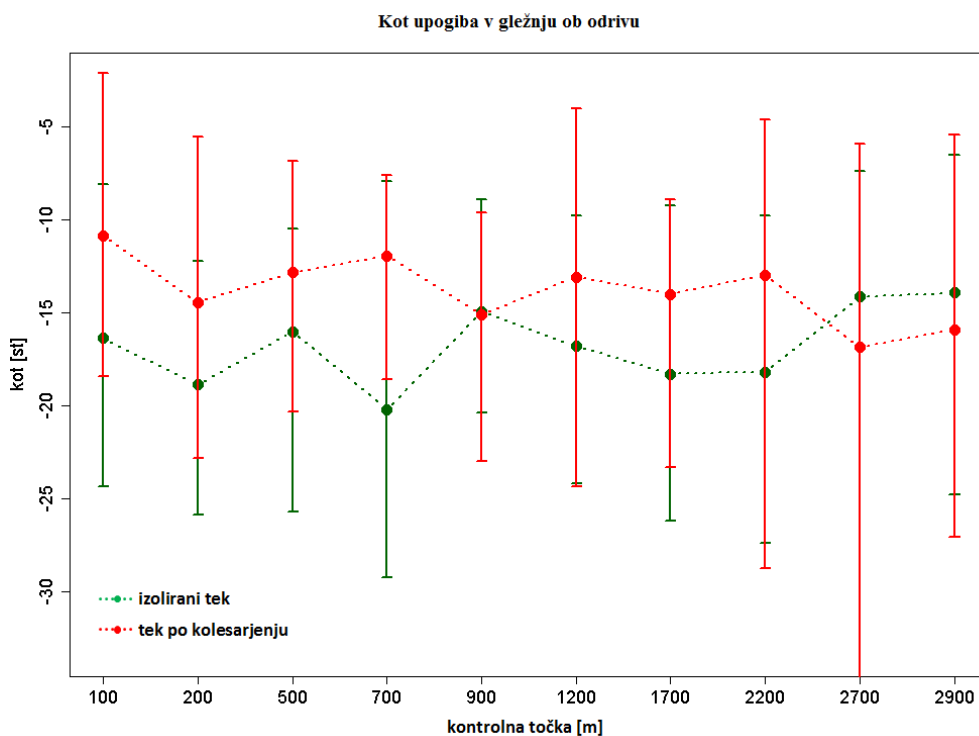
Slika 35. Grafični prikaz kota upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Kot upogiba v gležnju ob odzivu

Povprečna vrednost kota upogiba v gležnju ob odzivu je pri izoliranem teku znašala  $-16,79^\circ$ . Vrednosti se gibljejo na razponu od  $-20,23^\circ$  (4. odsek) do  $-13,94^\circ$  (10. odsek). Razlika med skrajnima vrednostma je  $6,29^\circ$  (31,09 %). Med kontrolnimi točkami oziroma odseki je nakazan trend zmanjševanja iztega v gležnju ob zadnjem stiku s podlago (slika 36).

Povprečni kot upogiba v gležnju pri teku po kolesarjenju znaša  $-13,82^\circ$ , in sicer z najnižjo povprečno vrednostjo  $-16,88^\circ$  (9. odsek) ter najvišjo  $-10,89^\circ$  (1. odsek). Razlika med njima je  $5,99^\circ$  (35,49 %). Kot iztega v gležnju se med tekaškim delom povečuje, vrednosti kota upogiba v gležnju imajo nakazan trend padanja (slika 36).

V povprečju je kot iztega v gležnju pri izoliranem teku za  $2,98^\circ$  večji kot pri teku po kolesarjenju, a statistična analiza ni pokazala značilnih razlik ( $p = 0.972$ ). Razlike se gibljejo v razponu  $11,02^\circ$ , od  $-8,29^\circ$  do  $2,73^\circ$ . Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti odsekov gibljejo v območju  $6,29^\circ$  (31,09 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $5,99^\circ$  (35,49 %). Zanimivo je, da je po kolesarjenju opaziti trend povečevanja kota iztega v stopalu, medtem ko se pri izoliranem teku ta zmanjšuje (slika 36). Opažanja pa niso statistično značilna.



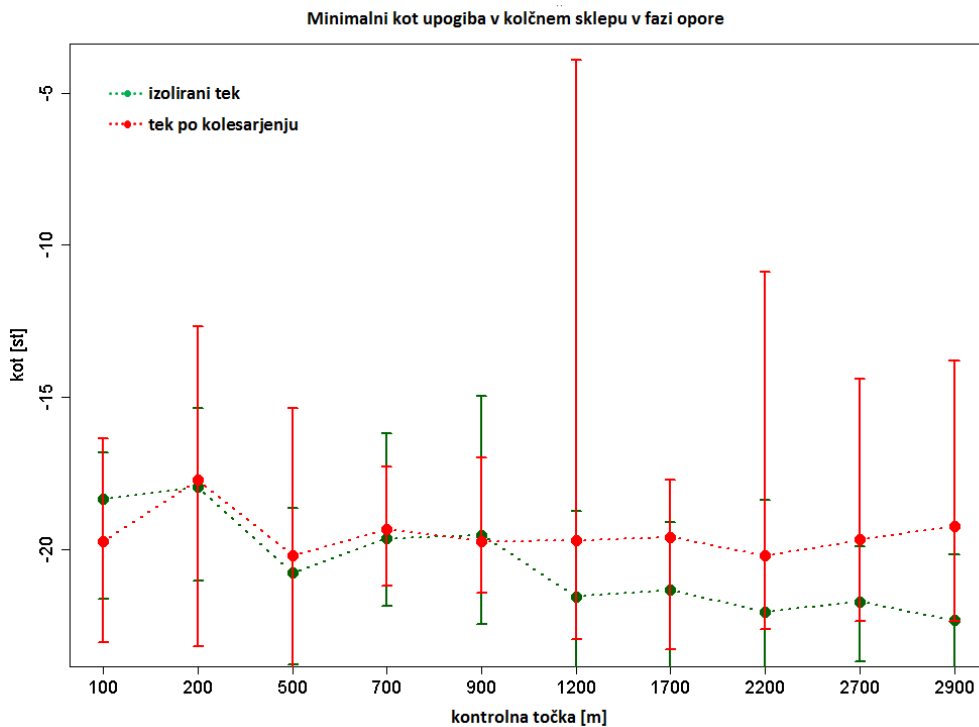
Slika 36. Grafični prikaz kota upogiba v gležnju ob odzivu po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Minimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore

Negativne vrednosti kota upogiba v kolku predstavljajo izteg v tem sklepu, tako je v resnici minimalni kot upogiba v kolčnem sklepu hkrati največji izteg v oporni fazi. Pri izoliranem teku je znašal povprečni največji izteg v kolčnem sklepu  $20,53^\circ$ , povprečja po odsekih pa se gibljejo v razponu  $4,4^\circ$ , od  $-17,95^\circ$  (2. odsek) do  $-22,35^\circ$  (10. odsek). Opažen je trend zmanjševanja vrednosti kota upogiba v kolčnem sklepu, kar pomeni povečevanje največjega iztega v kolčnem sklepu znotraj dvokoraka med tekaškim delom (slika 37).

Pri teku po kolesarjenju je povprečni najmanjši kot upogiba v kolku  $19,53^\circ$  in se po odsekih giblje v območju  $2,49^\circ$ , od  $-20,22^\circ$  (8. odsek) do  $-17,73^\circ$  (2. odsek). Kot upogiba v kolčnem sklepu ostaja med celotno tekaško progo precej konstanten, le na 2. odseku je mogoče zaznati zmanjšan največji izteg v kolčnem sklepu ( $-17,73^\circ$ ).

V minimalnem kotu upogiba (maksimalni izteg) v kolčnem sklepu v oporni fazi ni opaziti statistično značilnih razlik, saj je  $p = 0,114$ . V povprečju je izteg kolčnega sklepa za  $1^\circ$  večji v primerjavi s tekom po kolesarjenju. Medtem ko je pri izoliranem teku nakazan trend povečevanja iztega kolčnega sklepa po odsekih, je pri teku le-ta po odsekih precej bolj konstanten. Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti kota upogiba v kolčnem sklepu po odsekih gibljejo v območju  $4,4^\circ$  (19,69 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $2,49^\circ$  (12,32 %).



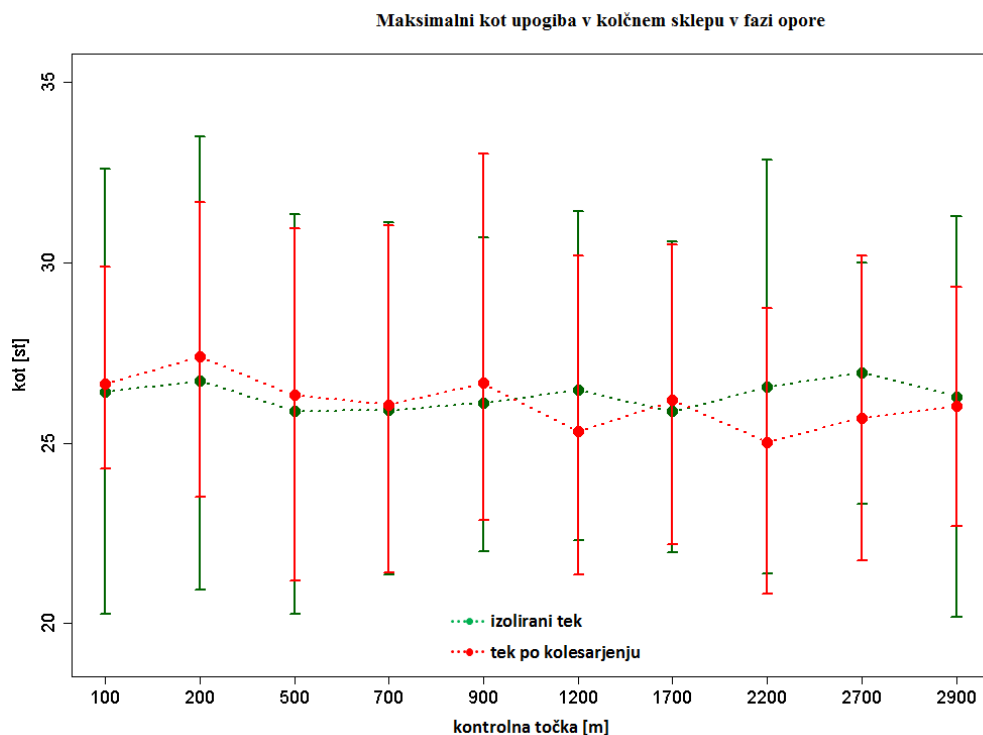
Slika 37. Grafični prikaz minimalnega kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Maksimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore

Pozitivne vrednosti kota upogiba v kolčnem sklepu predstavljajo upogib v tem sklepu, zato maksimalne vrednosti predstavljajo maksimalni upogib v kolčnem sklepu. Maksimalni upogib v kolčnem sklepu je bil v povprečju 26,32°, pri čemer so se vrednosti gibale v razponu 1,08° (4,0 %), od 25,88° (7. odsek) do 26,96°. Vrednosti med vsemi kontrolnimi točkami so zelo konstantne (slika 38).

Maksimalni upogib v drugi eksperimentalni situaciji je v povprečju 26,14° in se giblje po odsekih v razponu 2,39° (8,72 %), od 27,40° (2. odsek) do 25,01° (8. odsek). Tudi tu so vrednosti precej konstantne, z gibanjem na večjem razponu, morda z rahlo nakazanim padajočim trendom (slika 38).

Razlike med obema eksperimentalnima situacijama niso statistično značilne ( $p = 0,616$ ) in so v povprečju le 0,19°. Razlike se gibljejo v razponu od  $-0,67^\circ$ , ko je upogib v kolku večji pri teku po kolesarjenju, do  $1,55^\circ$ , ko je le-ta večji pri izoliranem teku. Razpon razlik je tako  $2,22^\circ$ , in sicer je na prvi polovici tekaške proge maksimalni upogib nekoliko večji pri teku po kolesarjenju, nato pa pri izoliranem teku. Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti kota upogiba v kolčnem sklepu po odsekih gibljejo v območju  $1,08^\circ$  (4,0 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $2,39^\circ$  (8,72 %).



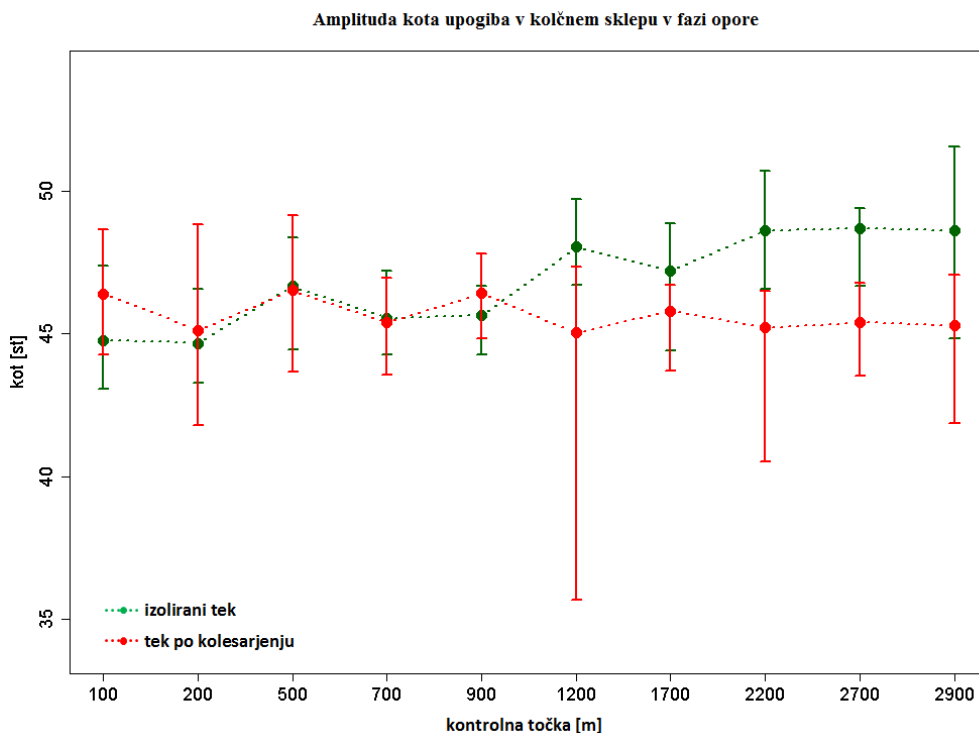
Slika 38. Grafični prikaz maksimalnega kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore

Amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu pri izoliranem teku je v povprečju  $46,85^\circ$  in se giblje v razponu  $4,01^\circ$  (8,24 %), od  $44,68^\circ$  na 1. odseku do  $48,69^\circ$  na 9. odseku. Vrednosti le-te imajo po odsekih trend naraščanja, bolj izrazito od 5. odseka naprej. V prvem kilometru se amplituda poveča za  $0,97^\circ$ , v naslednjih dveh pa za  $3,04^\circ$  (slika 39).

Pri teku po kolesarjenju je povprečna amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu po odsekih  $45,66^\circ$ , giblje pa se v razponu  $1,40^\circ$  (3,0 %), od  $45,13^\circ$  (2. odsek) do  $46,53^\circ$  (5. odsek). Vrednosti imajo celoten tek zelo konstantno vrednost (slika 39).

Razlike med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju niso statistično značilne ( $p = 0,798$ ), a je amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu pri izoliranem teku v povprečju vseeno za  $1,19^\circ$  večja v primerjavi s tekom po kolesarjenju. Razlike po odsekih se gibljejo na razponu  $5,04^\circ$ , od  $-1,64^\circ$  (1. odsek) do  $3,40^\circ$  (8. odsek). V prvi eksperimentalni situaciji je prisoten trend naraščanja amplitude kota upogiba v kolčnem sklepu, medtem ko so vrednosti pri teku po kolesarjenju precej bolj konstantne (slika 39). Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti amplitude kota upogiba v kolčnem sklepu po odsekih gibljejo v območju  $4,01^\circ$  (8,24 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $1,40^\circ$  (3,0 %). Na 1. kilometru je amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu v obeh primerih podobna, nekoliko večja na začetku in koncu pri teku po kolesarjenju, na 2. in 3. kilometru teka pa je amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu večja pri izoliranem teku.



Slika 39. Grafični prikaz amplitude kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

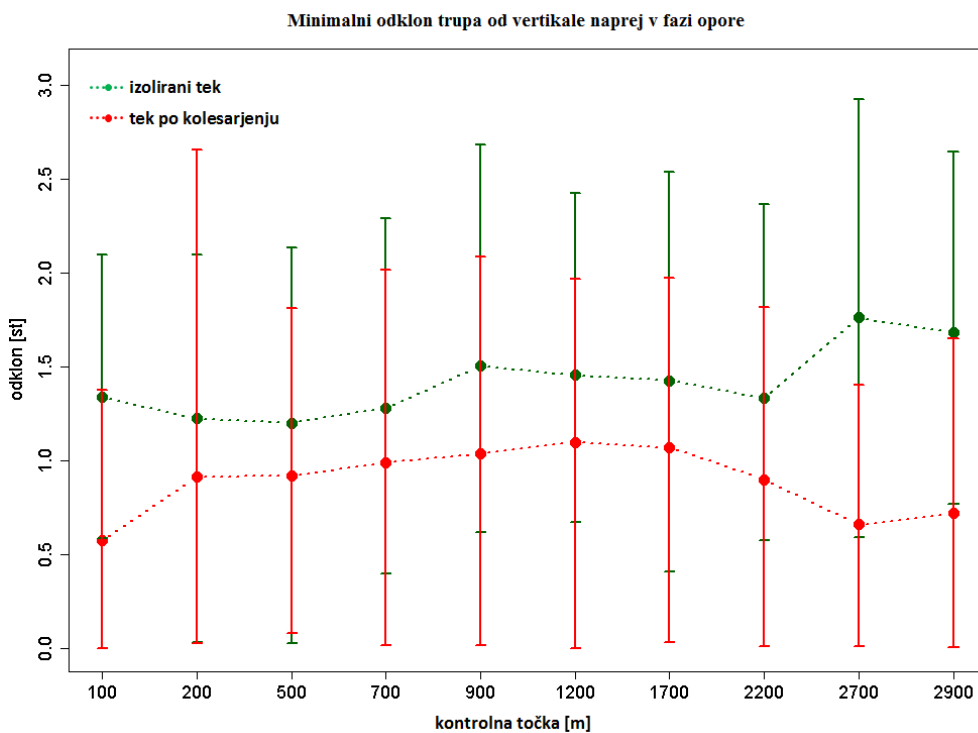


### Minimalni odklon trupa od vertikalne naprej v fazi opore

Minimalni odklon trupa od vertikalne naprej v oporni fazi je pri izoliranem teku  $1,42^\circ$  in se giblje v razponu  $0,56^\circ$  (31,82 %), od  $1,20^\circ$  (3. odsek) do  $1,76^\circ$  (8. odsek). Najmanjši nagib trupa naprej se vzdolž tekaške proge rahlo povečuje (slika 40).

Pri teku po kolesarjenju je minimalni odklon trupa naprej v povprečju  $0,89^\circ$ . Skrajni vrednosti po odsekih sta  $1,10^\circ$  (6. odsek) ter  $0,58^\circ$  (1. odsek), razpon vrednosti je torej  $0,52^\circ$  (47,27 %). Vrednosti najmanjšega odklona naprej do 6. odseka naraščajo, nato pa padajo.

Med obema eksperimentalnima situacijama ni bilo mogoče zaznati statistično značilnih razlik ( $p = 0,846$ ). Pri minimalnem odklonu trupa od vertikalne naprej v oporni fazi so vrednosti pri izoliranem teku v povprečju za  $0,53^\circ$  višje. Razlike se gibljejo v razponu od  $0,28^\circ$  (3. odsek) do  $1,10^\circ$  (8. odsek). Razpon razlik je tako  $0,82^\circ$ , pri čemer so le-te dokaj konstantne, povečajo pa se na zadnjih dveh odsekih. Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti najmanjšega odklona gibljejo v območju  $0,56^\circ$  (31,82 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $0,52^\circ$  (47,27 %).



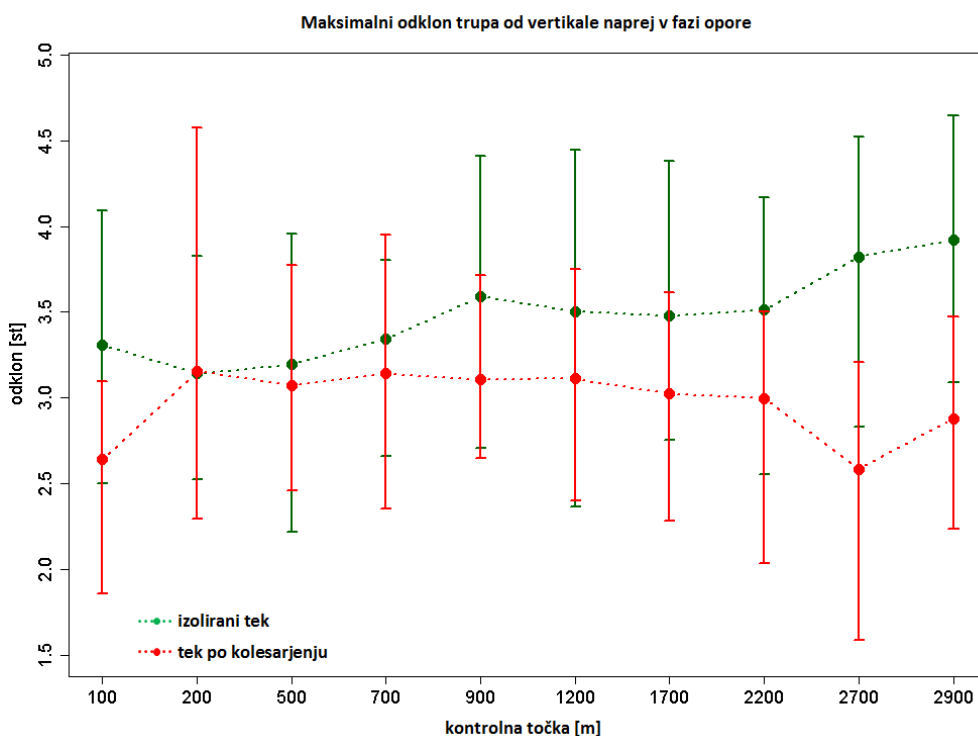
Slika 40. Grafični prikaz minimalnega odklona trupa od vertikalne naprej po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Maksimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore

Maksimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore je pri izoliranem teku v povprečju  $3,48^\circ$  in se giblje v razponu  $0,78^\circ$  (19,90 %), od  $3,14^\circ$  (2. odsek) do  $3,92^\circ$  (10. odsek). Vrednosti največjega nagiba trupa naprej imajo nakazan trend naraščanja (slika 41).

Pri teku po kolesarjenju je največji nagib trupa naprej v povprečju  $2,97^\circ$ . Skrajni vrednosti po odsekih sta  $2,59^\circ$  (9. odsek) ter  $3,15^\circ$  (2. odsek), razpon vrednosti je torej  $0,56^\circ$  (17,78 %). Vrednosti največjega odklona trupa naprej so dokaj konstantne, z nekoliko nižjima vrednostma na 1. in 9. odseku (slika 41).

Med obema eksperimentalnima situacijama ni bilo mogoče zaznati statistično značilnih razlik ( $p = 0,916$ ). Pri največjem odklonu trupa od vertikale naprej v oporni fazi so vrednosti pri izoliranem teku v povprečju za  $0,51^\circ$  višje. Razlike se gibljejo v razponu od  $-0,01^\circ$  (2. odsek) do  $1,24^\circ$  (9. odsek). Razpon razlik je tako  $1,25^\circ$ , pri čemer se le-te nakazano povečujejo vzdolž tekaške proge (slika 41). Od trenda povečevanja razlik nekoliko odstopajo vrednosti na prvem odseku, ko znaša razlika  $0,67^\circ$ . Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti največjega odklona trupa od vertikale naprej gibljejo v območju  $0,78^\circ$  (19,90 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $0,56^\circ$  (17,78 %).



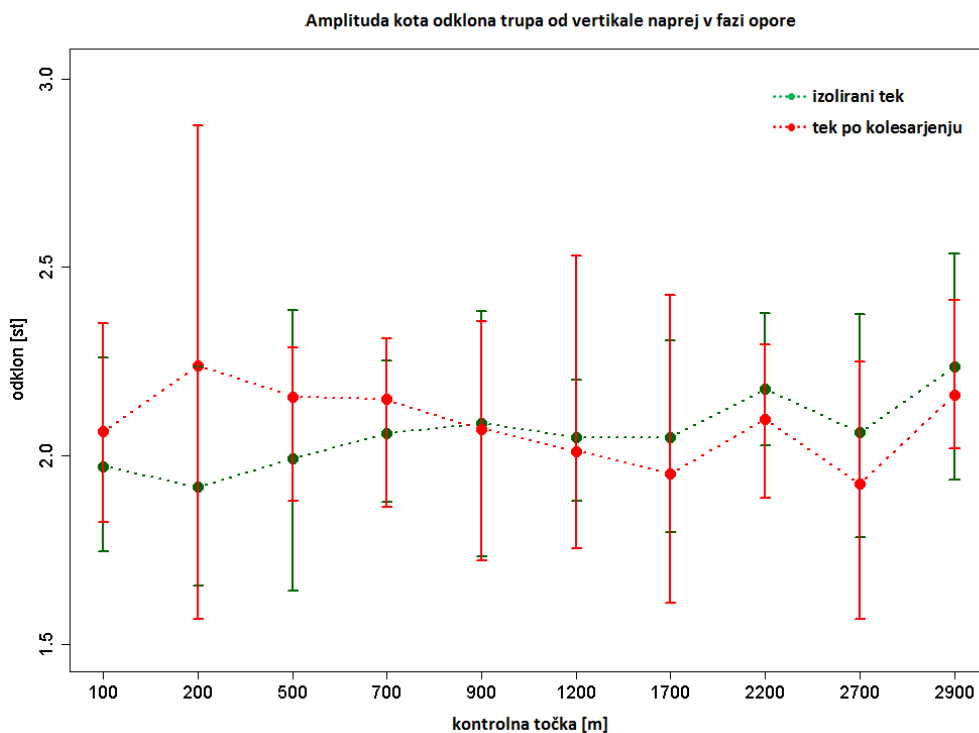
Slika 41. Grafični prikaz maksimalnega odklona trupa od vertikale naprej po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Amplituda kota odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore

Pri izoliranem teku je bila amplituda odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore v povprečju  $2,06^\circ$ , njene vrednosti po odsekih pa se gibljejo v razponu  $0,32^\circ$  (14,29 %), od  $1,92^\circ$  (2. odsek) do  $2,24^\circ$  (10. odsek). Po kontrolnih točkah se amplituda odklona trupa naprej nekoliko povečuje (slika 42).

V drugi eksperimentalni situaciji se je trup v povprečju odklanjal v razponu od  $1,93^\circ$  (9.odsek) do  $2,24^\circ$  (2. odsek), v povprečju pa  $2,08^\circ$ . Največja razlika v amplitudi po odsekih je bila  $0,31^\circ$  (13,84 %). Vrednosti nimajo nakazanega ne naraščajočega ne padajočega trenda.

Razlika med obema eksperimentalnima situacijama je  $-0,02^\circ$  v smeri odklanjanja trupa v večjem razponu pri teku po kolesarjenju, a razlike niso statistično značilne ( $p = 0,62$ ). Na prvih štirih odsekih se trup odklanja na večjem razponu pri teku po kolesarjenju, na naslednjih šestih pa pri izoliranem teku. Največja razlika  $-0,32^\circ$  v prid teka po kolesarjenju je na drugem odseku, največja v prid izoliranega teka pa na 9. odseku in znaša  $0,13^\circ$ . Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti amplitude odklona trupa naprej gibljejo v območju  $0,32^\circ$ , pri teku po kolesarjenju pa v območju  $0,31^\circ$ .



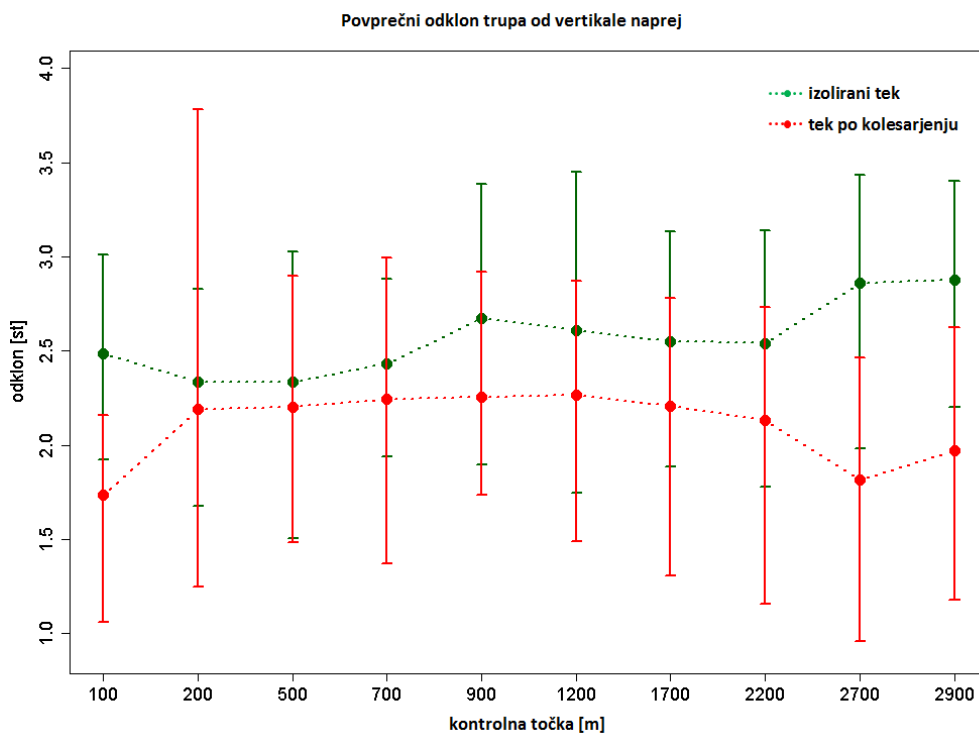
Slika 42. Grafični prikaz amplitude odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Povprečni odklon trupa od vertikalne naprej

Povprečni odklon trupa od vertikalne naprej za celotnih 10 dvokorakov na posameznem odseku je pri izoliranem teku v povprečju znašal  $2,57^\circ$ , vrednosti po odsekih pa se gibljejo v razponu  $0,55^\circ$  (19,10 %), od  $2,33^\circ$  (2. in 3. odsek) do  $2,88^\circ$  (10. odsek). Po kontrolnih točkah se nagib trupa naprej nekoliko povečuje (slika 43).

V drugi eksperimentalni situaciji je bil trup na odseku desetih dvokorakov v povprečju nagnjen naprej za  $2,10^\circ$ , vrednosti so se gibale v razponu  $0,31^\circ$  (13,66 %), od  $1,73^\circ$  (1. odsek) do  $2,27^\circ$  (6. odsek). Vrednosti so dokaj konstantne z izjemo 1., 9. in 10. odseka, ko so te nekoliko nižje.

Razlike v povprečnem odklonu trupa od vertikalne naprej na opazovanih odsekih niso statistično značilne ( $p = 0,896$ ). Pri izoliranem teku je trup na vseh odsekih bolj nagnjen naprej kot pri teku po kolesarjenju, v povprečju za  $0,47^\circ$ . Razlika je najmanjša na 3. odseku ( $0,13^\circ$ ), največja pa na 9., in sicer  $1,04^\circ$ . Pri izoliranem teku se povprečne vrednosti odklona trupa naprej gibljejo v območju  $0,55^\circ$  (19,10 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju  $0,31^\circ$  (13,66 %).



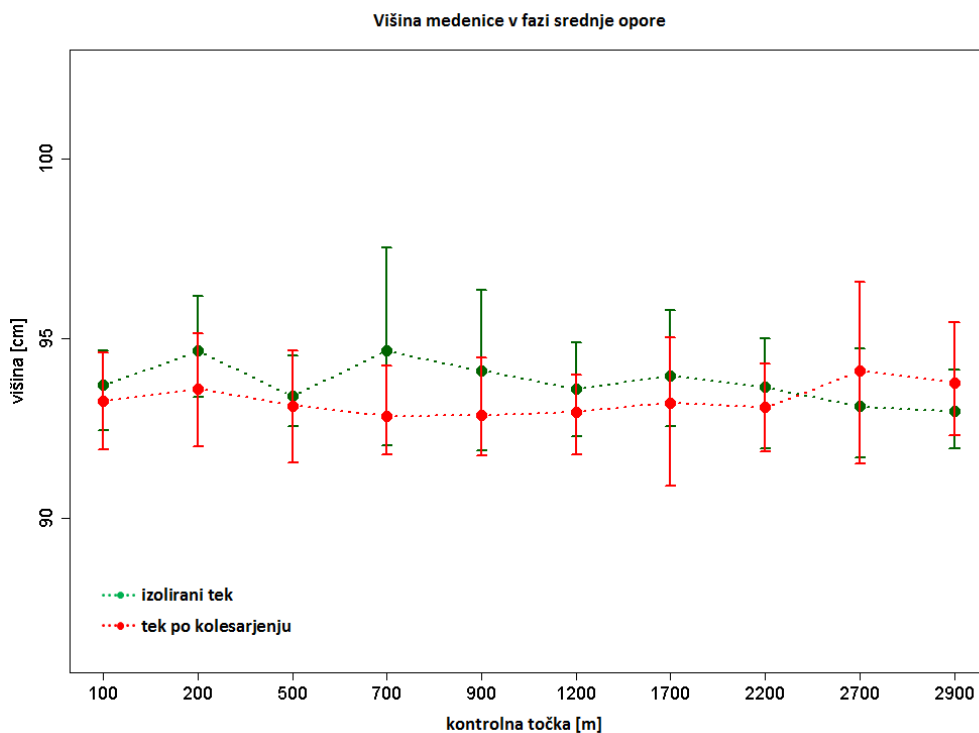
Slika 43. Grafični prikaz povprečnega odklona trupa od vertikalne naprej po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Višina medenice v fazi srednje opore

Povprečne vrednosti višine medenice v fazi srednje opore je pri izoliranem teku 0,938 m, po odsekih pa so se vrednosti gibljejo v razponu 1,7 cm (1,80 %), od 0,930 m (10. odsek) do 0,947 m (2. in 4. odsek). Vrednosti na odsekih od 1 do 4 nihajo, nato pa imajo nakazan padajoč trend (slika 44).

Povprečna višina medenice v trenutku, ko je stopalo pod njo, pri teku po kolesarjenju, je bila 0,933 m. Vrednosti po odsekih so se gibale v razponu od 0,929 m (4. in 5. odsek) do 0,941 m (9. odsek), v razponu 1,2 cm (1,28 %). Vrednosti po odsekih so konstantne, rahlo odstopata le višji vrednosti na 9. in 10. odseku (slika 44).

Razlike v višini medenice v fazi srednje opore niso statistično značilne ( $p = 0,925$ ) in so v povprečju 0,5 cm višje pri izoliranem teku. Razlike po odsekih se gibljejo od -1,0 cm (9. odsek) do 1,8 cm (4. odsek), razpon je torej 2,8 cm. Višina medenice pri izoliranem teku dosega višje vrednosti na odsekih od 1 do 8, na zadnjih dveh pa je medenica višje pri teku po kolesarjenju. Pri izoliranem teku se povprečna višina medenice v fazi srednje opore giblje na območju 1,7 cm (1,80 %), pri teku po kolesarjenju pa na območju 1,2 cm (1,28 %).



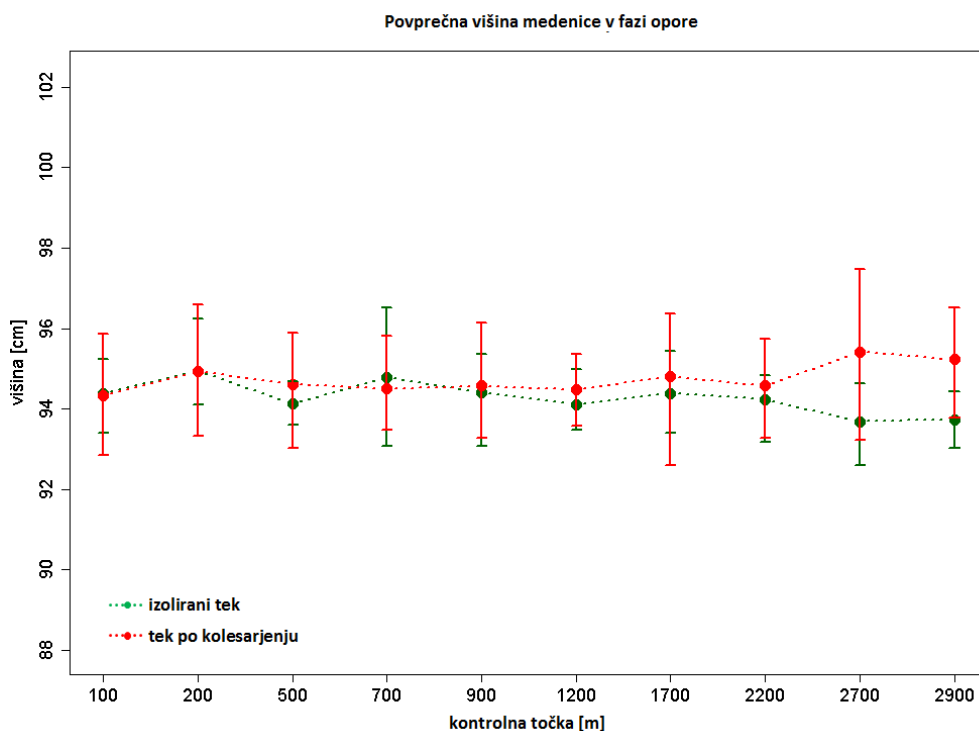
Slika 44. Grafični prikaz višine medenice v fazi srednje opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### Povprečna višina medenice v fazi opore

Povprečna višina medenice celotnega časa, ko je bil merjenec v stiku s podlago, je pri izoliranem teku 0,943 m, v razponu 1,2 cm (1,26 %), od 0,937 m (9. in 10. odsek) do 0,949 m (2. odsek). Vrednosti po odsekih so konstantne, nekoliko nižje so le na zadnjih dveh odsekih (slika 45).

Med tekom, ki je sledilo kolesarjenju, je bila povprečna višina medenice v oporni fazi 0,947 m, vrednosti po odsekih pa so se gibale od 0,943 m (1. odsek) do 0,954 m (9. odsek), kar predstavlja razpon 1,1 cm (1,15 %). Tudi tu so vrednosti precej konstantne, nekoliko višji vrednosti sta le na zadnjih dveh odsekih (slika 45).

Statistično značilnih razlik med obema eksperimentalnima situacijama ni bilo, saj je  $p = 0,944$ . V povprečju je bila medenica pri izoliranem teku za 0,5 cm nižje kot pri teku po kolesarjenju. Razpon razlik je bil 2 cm, od  $-0,017$  m (9. odsek) do  $0,003$  m (4. odsek). Višina medenice je v obeh primerih po odsekih zelo podobna, do nekoliko višjega odstopanja v smeri višjih vrednosti pri teku po kolesarjenju je opaziti na 9. in 10. odseku, ko je medenica za 1,7 cm in 1,5 cm višje. Pri izoliranem teku se povprečna višina medenice v fazi opore giblje v območju 1,2 cm (1,26 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju 1,1 cm (1,15 %).



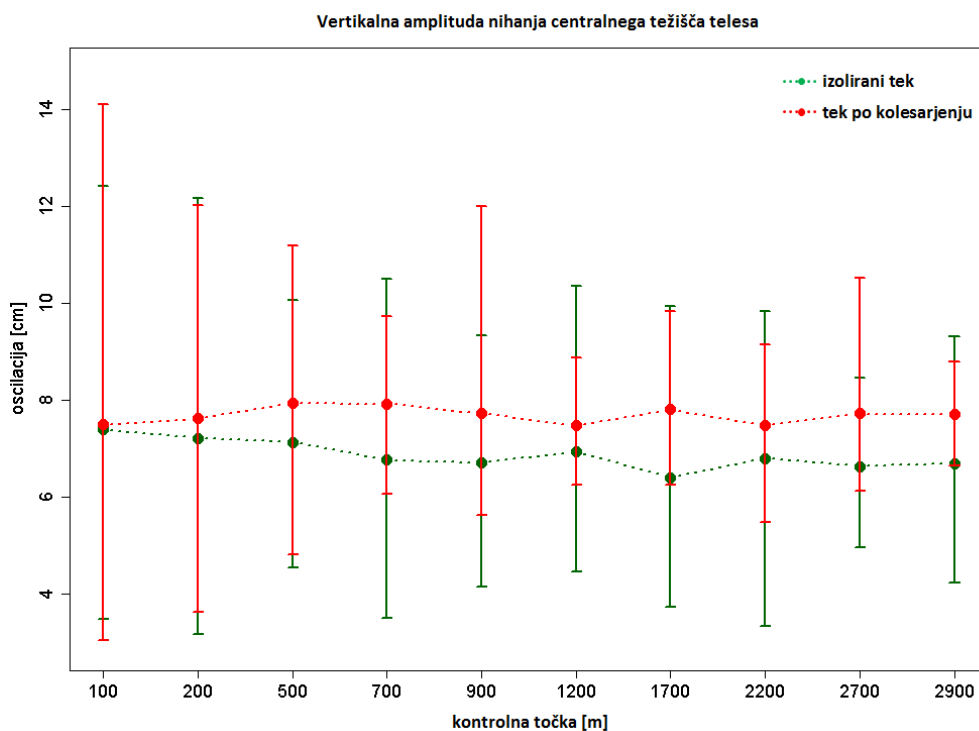
Slika 45. Grafični prikaz višine medenice v fazi opore po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

## Vertikalna amplituda nihanja centralnega težišča telesa

Povprečna vrednost vertikalne amplitude nihanja CTT za 10 dvokorakov je pri izoliranem teku v povprečju znašala 6,9 cm, pri čemer je bila najmanjša 6,4 cm (7. odsek) in največja 7,4 cm (1. odsek). Vrednosti po odsekih so se tako gibale v razponu 1 cm (13,51 %). Vrednosti od 1. do 4. odseka padejo za 0,6 cm, nato pa so konstantne na območju odstopanja 0,3 cm (slika 46).

Pri teku po kolesarjenju je bila vertikalna amplituda nihanja CTT v povprečju 7,7 cm, vrednosti pa so se gibale v razponu 0,4 cm (5,06 %), od 7,5 cm (1. odsek) do 7,9 cm (3. in 4. odsek). Vrednosti po odsekih so konstantne in ni opaziti posebnih trendov naraščanja ali padanja.

Povprečna razlika med obema eksperimentalnima situacijama je bila  $-0,008$  m, kar pomeni, da je bila vertikalna amplituda nihanja CTT pri teku po kolesarjenju v povprečju za 0,8 cm večja. Opažena razlika ni bila statistično značilna ( $p = 0,806$ ). Vrednosti razlik se gibljejo na razponu 1,3 cm, od  $-0,014$  m (7. odsek) do  $-0,001$  m (1. odsek). Razlike so nekoliko manjše na prvih dveh odsekih, nato pa nekoliko večje in konstantne (slika 46). Pri izoliranem teku se povprečna vertikalna amplituda nihanja CTT giblje v območju 1 cm (13,51 %), pri teku po kolesarjenju pa v območju 0,4 cm (5,06 %).



Slika 46. Grafični prikaz vertikalne amplitude nihanja CTT po odsekih za izolirani tek in tek po kolesarjenju.

### 3.2.2 Rezultati regresije

Z uporabo linearne in intrinzično linearne regresije smo preučevali odnos med odvisno spremenljivko, ki je bila v našem primeru eden od izbranih biomehanskih parametrov teka, in neodvisno spremenljivko, ki jo je predstavljala razdalja oziroma odsek tekaške proge (kontrolna točka). Ta odnos smo preučevali z regresijskim modelom, s katerim smo napovedali vrednosti odvisne spremenljivke glede na neodvisno. V našem primeru želimo napovedati vrednost biomehanskega parametra teka glede na razdaljo (odsek oziroma kontrolno točko). Pri izdelavi modelov smo opazovali linearno, eksponentno in potenčno ( $1/x$ ) povezanost. Če noben od treh omenjenih modelov ni bil ustrezen, še ne pomeni, da se izbranega biomehanskega parametra ne da modelirati. Temu v podporo smo izvedli še test naključnosti oziroma Wald-Wolfowitzev test (ang. runs test) (Montgomery in Runger, 2011). Če parametri, ki jih z nobenim od treh izbranih modelov ni mogoče učinkovito modelirati, v Wald-Wolfowitzevem testu dobijo veliko p-vrednost, lahko sklepamo, da gre zelo verjetno za vrednosti, ki se naključno porazdeljujejo (Montgomery in Runger, 2011).



**Tabela 7**
*Rezultati regresije in testa naključnosti.*

PARAMETER	REGRESIJA						W-W test		
	sit	r	model	adj R <sup>2</sup>	p	p < 0,05	p	p < 0,05	naključnost
hitrost teka	it	0,93	1/x	0,8439	0,0001	da	0,1797	ne	✓
	mt	0,91	1/x	0,8095	0,0002	da	0,0073	da	✗
dolžina dvokoraka	it	0,89	1/x	0,7667	0,0006	da	0,1797	ne	✓
	mt	0,90	1/x	0,7865	0,0004	da	0,0073	da	✗
frekvenca dvokorakov	it	0,97	1/x	0,9305	0,0000	da	0,1797	ne	✓
	mt	0,86	1/x	0,7072	0,0014	da	0,0073	da	✗
čas faze opore	it	-0,92	1/x	0,8364	0,0001	da	0,0073	da	✗
	mt	-0,92	1/x	0,8351	0,0001	da	0,0073	da	✗
čas faze leta	it	0,74	1/x	0,4835	0,0154	da	0,1797	ne	✓
	mt	0,65	1/x	0,3536	0,0410	da	0,1797	ne	✓
najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge	it	-0,52	1/x	0,1757	0,1260	ne	0,0442	da	✗
	mt	-0,93	1/x	0,8478	0,0001	da	0,1797	ne	✓
kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago	it	-0,93	linearni	0,8458	0,0001	da	0,0073	da	✗
	mt	-0,57	1/x	0,2383	0,0865	ne	0,5023	ne	✓
kot upogiba v kolenu ob odriju	it	-0,73	linearni	0,4671	0,0176	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,80	1/x	0,5888	0,0058	da	1	ne	✓
kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore	it	-0,89	linearni	0,7657	0,0006	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,93	linearni	0,8449	0,0001	da	0,1797	ne	✓
kot upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago	it	-0,25	linearni	-0,0566	0,4922	ne	0,0442	da	✗
	mt	0,63	linearni	0,3224	0,0506	ne	0,1797	ne	✓
kot upogiba v gležnju ob odriju	it	0,46	linearni	0,1180	0,1759	ne	0,5023	ne	✓
	mt	-0,67	linearni	0,3812	0,0337	da	0,1797	ne	✓
minimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	it	-0,86	linearni	0,7123	0,0013	da	0,0073	da	✗
	mt	-0,25	linearni	-0,0547	0,4862	ne	0,1797	ne	✓
maksimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	it	0,28	linearni	-0,0382	0,4370	ne	1	ne	✓
	mt	-0,63	linearni	0,3204	0,0512	ne	1	ne	✓
amplituda kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore	it	0,90	linearni	0,7905	0,0004	da	0,0073	da	✗
	mt	-0,45	linearni	0,0997	0,1953	ne	0,0073	da	✗
minimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore	it	0,80	linearni	0,5878	0,0059	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,50	1/x	0,1560	0,1413	ne	0,4417	ne	✓
maksimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore	it	0,89	linearni	0,7723	0,0005	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,37	linearni	0,0301	0,2909	ne	0,4417	ne	✓
amplituda kota odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore	it	0,81	linearni	0,6154	0,0044	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,41	linearni	0,0652	0,2378	ne	1	ne	✓
povprečni odklon trupa od vertikale naprej	it	0,83	linearni	0,6483	0,0030	da	0,1797	ne	✓
	mt	-0,49	1/x	0,1406	0,1545	ne	0,4417	ne	✓
višina medenice v fazi srednje opore	it	-0,66	linearni	0,3669	0,0374	da	0,5023	ne	✓
	mt	0,52	linearni	0,1769	0,1250	ne	1	ne	✓
povprečna višina medenice v fazi opore	it	-0,76	linearni	0,5189	0,0113	da	1	ne	✓
	mt	0,69	linearni	0,4141	0,0265	da	1	ne	✓
vertikalna amplituda nihanja centralnega težišča telesa	it	0,82	1/x	0,6255	0,0039	da	1	ne	✓
	mt	-0,34	1/x	0,0066	0,3334	ne	0,5023	ne	✓

Legenda: sit – eksperimentalna situacija; it – izolirani tek; mt – tek po kolesarjenju; r – korelacijski koeficient; adj R<sup>2</sup> – prilagojeni determinacijski koeficient; p – p-vrednost; W-W test – Wald-Wolfowitzev test.

V tabeli 7 je prikaz rezultatov regresije ter testa naključnosti. Z rumeno barvo so označeni biomehanski parametri (skupaj 8), ki jih je bilo mogoče modelirati z enim od izbranih modelov v obeh eksperimentalnih situacijah. Takšna obravnava je bila mogoča pri hitrosti teka, dolžini dvokoraka, frekvenci dvokoraka, času faze leta, času faze opore, povprečni višini medenice v fazi opore, kotu upogiba v kolenu ob odriju ter kotu upogiba v kolenu v fazi srednje opore. Z zeleno barvo so označeni parametri, ki jih je mogoče modelirati z enim od izbranih modelov zgolj pri izoliranem teku (skupaj devet), z modro barvo pa tisti, ki smo jih lahko modelirali le pri teku po kolesarjenju

(skupaj dva). Samo pri izoliranem teku smo lahko modelirali višino medenice v fazi srednje opore, minimalni in maksimalni odklon trupa od vertikale naprej v fazi opore, amplitudo kota odklona trupa od vertikale naprej v fazi opore, povprečni odklon trupa od vertikale naprej, minimalni kot upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore, amplitudo kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore, kot upogiba v kolenu ob prvem stiku s podlago ter vertikalno amplitudo nihanja CTT. Le pri teku po kolesarjenju je bilo mogoče modelirati kot upogiba v gležnju ob odzivu ter najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge. Kota upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago in maksimalnega kota upogiba v kolčnem sklepu v fazi opore ni bilo mogoče modelirati z nobenim od izbranih modelov (skupaj dva). Test naključnosti je kljub svojim omejitvam uporaben kot dodatna podpora k razlagi zakaj izbranih biomehanskih parametrov ni bilo vedno mogoče modelirati z enim od izbranih treh modelov. Pri večini parametrov je test pokazal, da se vrednosti porazdeljujejo naključno in jih ni mogoče dovolj natančno napovedati z linearno, eksponentno ali potenčno funkcijo.

**Tabela 8**

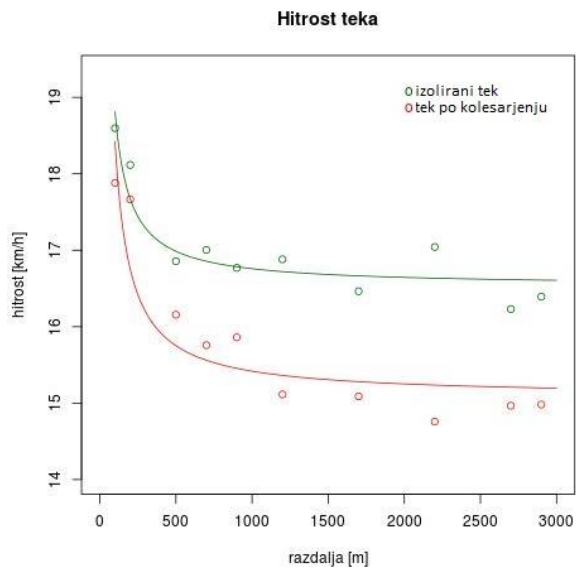
*Rezultati regresije za parametre, ki jih je bilo mogoče modelirati v obeh eksperimentalnih situacijah.*

PARAMETER	REGRESIJA							
	sit	r	n	k	model	adj R <sup>2</sup>	p	p < 0,05
hitrost teka	it	0,93	16,5309	228,0452	1/x	0,84	0,00	Da
	mt	0,91	15,0850	333,5982	1/x	0,81	0,00	Da
dolžina dvokoraka	it	0,89	3,3379	31,1099	1/x	0,77	0,00	Da
	mt	0,90	3,1426	40,0765	1/x	0,79	0,00	Da
frekvenca dvokorakov	it	0,97	82,5620	341,0368	1/x	0,93	0,00	Da
	mt	0,86	80,0376	676,9205	1/x	0,71	0,00	Da
čas faze opore	it	-0,92	0,3972	-4,390051	1/x	0,84	0,00	Da
	mt	-0,92	0,4139	-7,31458	1/x	0,84	0,00	Da
čas faze leta	it	0,74	0,3294	1,5207	1/x	0,48	0,02	Da
	mt	0,65	0,3357	1,4071	1/x	0,35	0,04	Da
kot upogiba v kolenu ob odzivu	it	-0,73	169,8000	-0,0006361	linearni	0,47	0,02	Da
	mt	-0,80	165,8948	-261,4773	1/x	0,59	0,01	Da
kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore	it	-0,89	144,9000	-0,001305	linearni	0,77	0,00	Da
	mt	-0,93	142,5000	-0,001085	linearni	0,84	0,00	Da
povprečna višina medenice v fazi opore	it	-0,76	94,6800	-0,0002994	linearni	0,52	0,01	Da
	mt	0,69	94,4300	0,0002	linearni	0,41	0,03	Da

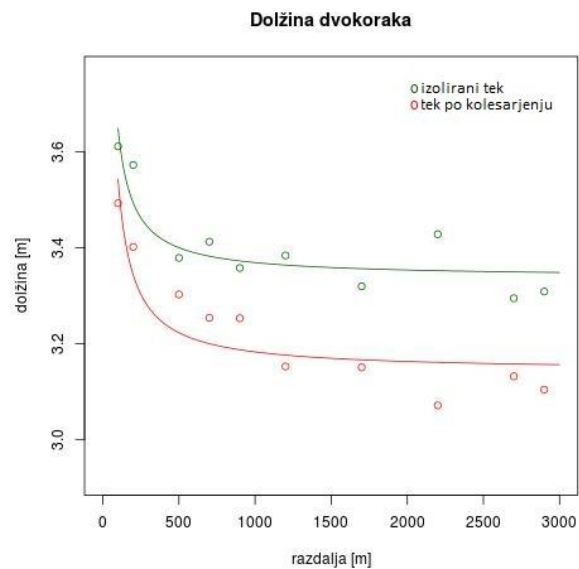
Legenda: it – izolirani tek, mt – tek po kolesarjenju, r – korelacijski koeficient, n – začetna vrednost, k – koeficient, adj R<sup>2</sup> – prilagojeni koeficient determinacije, p – p-vrednost.

Tabela 8 prikazuje podatke regresijske analize za biomehanske parametre, ki jih je bilo mogoče modelirati tako pri izoliranem teku kot tudi pri teku po kolesarjenju.

Regressijska analiza odvisnosti hitrosti teka od razdalje je pokazala, da je povezanost intrinzično linearna. Enačba krivulje v obeh eksperimentalnih situacijah je  $y = k \frac{1}{x} + n$  (slika 47). Korelacija je v obeh primerih potenčna, koeficienta pa sta 0,93 (it) in 0,91 (mt). V obeh primerih gre za zelo močno pozitivno povezanost. Prilagojeni determinacijski koeficient nam pokaže, da je pri izoliranem teku 84,39 % pojasnjene variance, pri teku po kolesarjenju pa 80,95 %. Višji smerni koeficient kaže na to, da hitrost v odvisnosti od razdalje pri izoliranem teku pada počasneje.



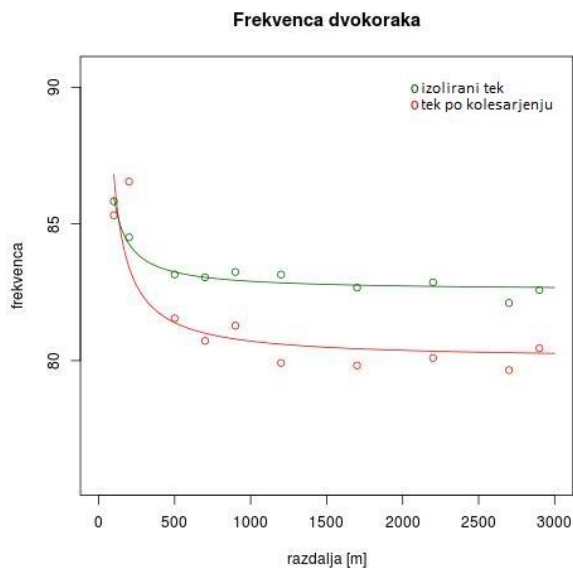
Slika 47. Odvisnost hitrosti od razdalje.



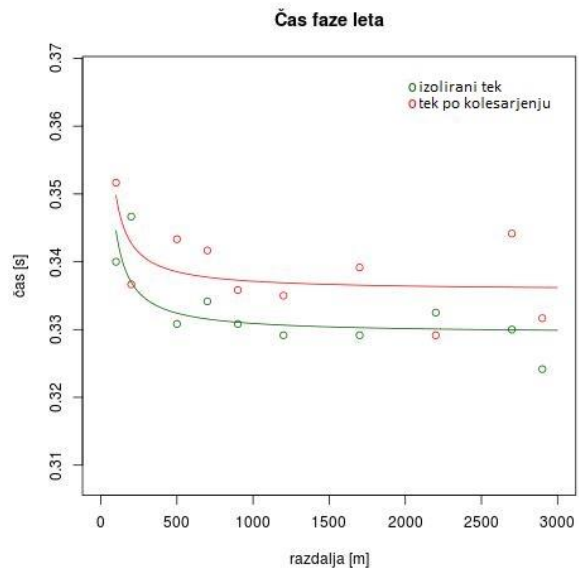
Slika 48. Odvisnost dolžine dvokoraka od razdalje.

Korelacija dolžine dvokoraka in razdalje je intrinzično linearna. Povezanost je potenčna ( $\frac{1}{x}$ ), koeficienta korelacije pa sta 0,89 (it) in 0,90 (mt). Povezanosti sta zelo močno pozitivna (it) in močno pozitivna (tm). Oblika regresijskega modela je potenčna, enačba krivulje je  $y = k \frac{1}{x} + n$  (slika 48). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance 76,76 %, pri teku po kolesarjenju pa 78,65 %. Nižji smerni koeficient kaže, da se dolžina dvokoraka glede na razdaljo krajša hitreje pri teku po kolesarjenju.

Korelacija frekvenca dvokoraka in razdalje je intrinzično linearna. Povezanost je potenčna ( $\frac{1}{x}$ ), koeficienta korelacije pa sta 0,97 (it) in 0,86 (mt). V obeh primerih je povezanost pozitivna, pri izoliranem teku je le-ta zelo močna, pri teku po kolesarjenju pa močna. Oblika regresijskega modela je potenčna, enačba krivulje je  $y = k\frac{1}{x} + n$  (slika 49). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance 93,05 %, pri teku po kolesarjenju pa 70,72 %. Nižji smerni koeficient kaže, da se frekvenca dvokoraka glede na razdaljo znižuje v večji meri pri teku po kolesarjenju.



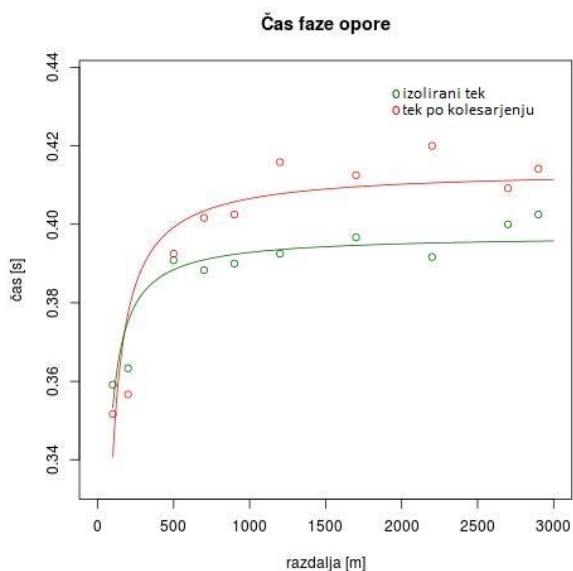
Slika 49. Odvisnost frekvenca dvokoraka od razdalje.



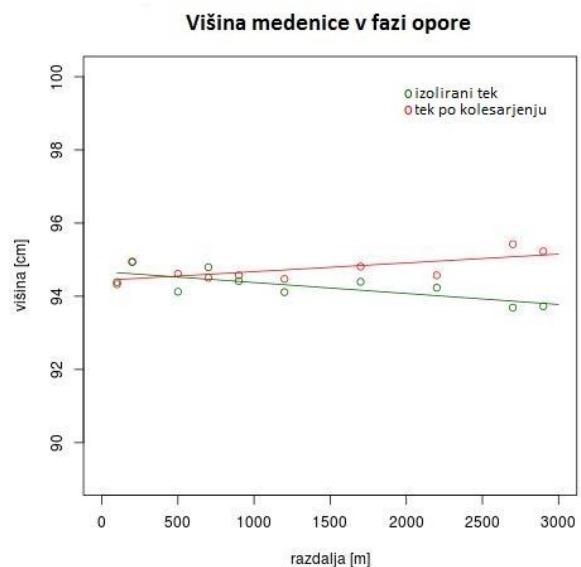
Slika 50. Odvisnost časa faze leta od razdalje.

Korelacija faze leta in razdalje je intrinzično linearna. Povezanost je potenčna ( $\frac{1}{x}$ ), koeficienta korelacije pa sta 0,74 (it) in 0,65 (mt). Pri izoliranem teku gre za močno pozitivno potenčno povezanost, pri teku po kolesarjenju pa za zmerno. Oblika regresijskega modela je potenčna, enačba krivulje je  $y = k\frac{1}{x} + n$  (slika 50). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance 48,35 %, pri teku po kolesarjenju pa 35,36 %.

Korelacija faze opore in razdalje je intrinzično linearna. V obeh primerih gre za zelo močno negativno povezanost, saj je koeficient korelacije obakrat  $r = -0,92$ . Oblika regresijskega modela je potenčna, enačba krivulje je  $y = k \frac{1}{x} + n$  (slika 51). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance 83,64 %, pri teku po kolesarjenju pa 83,51 %. Smerni koeficient je pri teku po kolesarjenju skoraj dvakrat manjši, kar povzroči hitrejše povečanje kontaktnega časa v začetnem delu teka v primerjavi z izoliranim tekom.



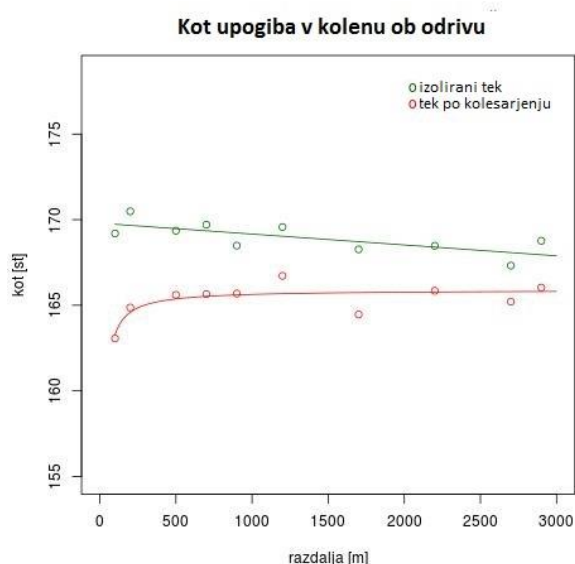
Slika 51. Odvisnost časa oporne faze od razdalje.



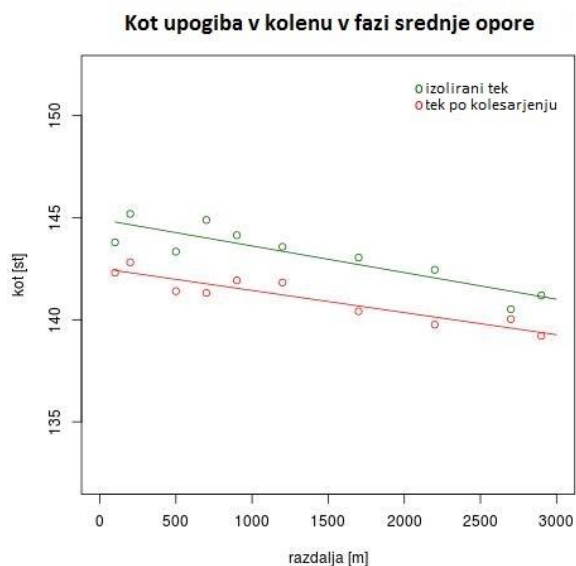
Slika 52. Odvisnost višine medenice v fazi opore od razdalje.

Korelacija povprečne višine medenice v fazi opore in razdalje je linearna. Koeficienta korelacije sta  $-0,76$  (it) in  $0,69$  (mt). V prvem primeru gre za močno negativno povezanost, v drugem pa za zmerno pozitivno. Oblika regresijskega modela je linearna, enačba krivulje je  $y = kx + n$  (slika 52). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance 51,89 %, pri teku po kolesarjenju pa 41,41 %. Negativni smerni koeficient pri izoliranem teku kaže na to, da se povprečna višina medenice v fazi opore z razdaljo znižuje, pozitivni pri teku po kolesarjenju pa, da se višina medenice postopoma povečuje. Opozoriti je treba, da je test naključnosti v obeh primerih dosegel najvišjo možno p-vrednost ( $p = 1$ ), kar pomeni, da je potrebno dobljene rezultate obravnavati kritično.

Korelacija kota upogiba v kolenu ob odriju ter razdalje je pri izoliranem teku linearna, pri teku po kolesarjenju pa intrinzično linearna, potenčna. V obeh primerih gre za močno negativno povezanost, saj sta koeficienta korelacije  $-0,73$  (it) in  $-0,80$  (mt). Oblika regresijskega modela je v prvem primeru linearna ( $y = kx + n$ ), v drugem pa potenčna ( $y = k\frac{1}{x} + n$ ) (slika 53). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance  $46,71\%$ , pri teku po kolesarjenju pa  $58,88\%$ .



Slika 53. Odvisnost kota upogiba v kolenu ob odriju od razdalje.



Slika 54. Odvisnost kota upogiba v kolenu v fazi srednje opore od razdalje.

Korelacija kota upogiba v kolenu v fazi srednje opore in razdalje je v obeh primerih linearna. V prvem primeru gre za močno negativno povezanost,  $r = -0,89$  (it), v drugem pa za zelo močno negativno,  $r = -0,93$  (mt). Oblika regresijskega modela je linearna, enačba krivulje je  $y = kx + n$  (slika 54). Pri izoliranem teku je pojasnjene variance  $76,57\%$ , pri teku po kolesarjenju pa  $84,49\%$ .

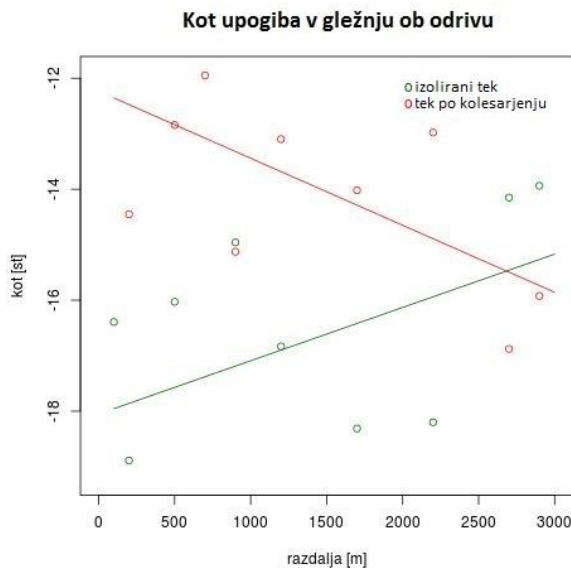
Pri dveh biomehanskih parametrih je bila povezanost z neodvisno spremenljivko, razdaljo, statistično značilna le pri teku po kolesarjenju, medtem ko le-te pri izoliranem teku ni bilo. Takšna sta parametra kot upogiba v gležnju ob odriju ter minimalni kot upogiba v kolenu zamašne noge.

Tabela 9

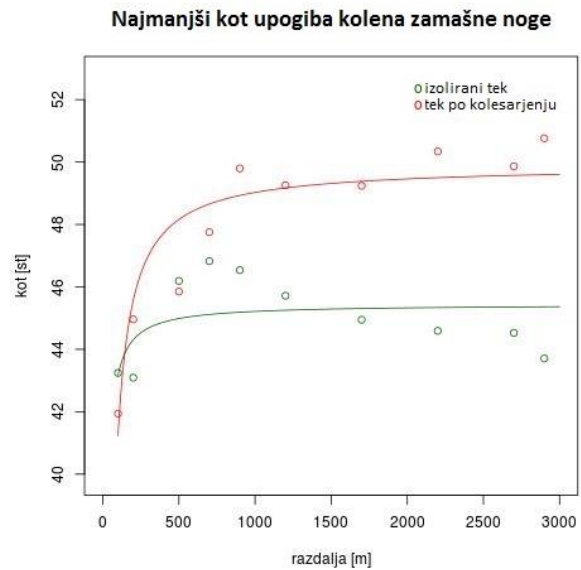
Rezultati regresije za parametre, ki jih je bilo mogoče modelirati le pri teku po kolesarjenju.

PARAMETER	REGRESIJA							
	sit	r	n	k	model	adj R <sup>2</sup>	p	p < 0,05
kot upogiba v gležnju ob odriju	it	0,46	-18,05	0,0010	linearni	0,1180	0,1759	ne
	mt	-0,67	-12,23	-0,0012	linearni	0,3812	0,0337	da
najmanjši kot upogiba v kolenu zamašne noge	it	-0,52	45,44	-227,2451	1/x	0,1757	0,1260	ne
	mt	-0,93	49,89	-866,1588	1/x	0,8478	0,0001	da

Korelacija kota upogiba v gležnju ob odritu in razdalje je linearna. Pri izoliranem teku ni bilo zaznati statistično značilne povezanosti, saj je bil  $p = 0,1759$ . Nasprotno je bilo pri teku po kolesarjenju, pri katerem je bil  $p = 0,0337$ , statistično značilna povezanost pa je bila zmerno negativna z  $r = -0,67$ . Oblika regresijskega modela je linearna, enačba premice je  $y = kx + n$  (slika 55). Pri teku po kolesarjenju je pojasnjene variance 38,12 %. Poudariti je treba, da imajo vrednosti podatkov, pridobljenih iz senzorjev na stopalu, zelo veliko razpršenost in zato niso najbolj natančni. Poleg tega je test naključnosti pokazal, da so vrednosti porazdeljene naključno, zato linearno modeliranje ni najboljše oziroma zelo zanesljivo.



Slika 55. Odvisnost kota upogiba v gležnju ob odritu od razdalje.



Slika 56. Odvisnost minimalnega kota upogiba kolena zamašne noge od razdalje.

Korelacija minimalnega kota upogiba v kolenu zamašne noge in razdalje je pri teku po kolesarjenju intrinzično linearna, medtem ko pri izoliranem teku ni statistično značilne povezanosti ( $p = 0,126$ ). Gre za zelo močno negativno povezanost, saj je koeficient korelacije  $r = -0,93$ . Oblika regresijskega modela je potenčna, enačba krivulje je  $y = k\frac{1}{x} + n$  (slika 56). Pojasnjene variance je 84,78 %. Iz modela je mogoče opaziti, da so spremembe v minimalnem kotu upogiba v kolenu večje na začetnih razdaljah, nato pa manjše.

## 4 RAZPRAVA

Namen opravljene raziskave je bil spremljati biomehanske parametre izoliranega teka in teka po kolesarjenju ter z medsebojno primerjavo ugotoviti, ali predhodno kolesarjenje lahko privede do razlik v katerem od opazovanih parametrov.

Številni manj izkušeni triatlonci poročajo o nenavadnih občutkih pri teku po kolesarjenju ter o nekakšni izgubi koordinacije (Quigley in Richards, 1996), medtem ko pri bolj izkušenih triatloncih oziroma triatloncih višjega ranga tega ni mogoče zaslediti (Millet, Millet idr., 2000). O enakih težavah triatloncev med tekom po kolesarjenju govorita tudi Heiden in Burnett (2003). Tek po kolesarjenju je bil do danes predmet mnogih raziskav, ki so ga raziskovalci preučevali z različnih zornih kotov. Znano je, da je tek po predhodnem kolesarjenju energijsko zahtevnejši v primerjavi z izoliranim tekom (Guezennec idr., 1996; Brisswalter idr., 2000; Hausswirth idr., 1996; Hausswirth idr., 1997; Hue idr., 1998; Elliot in Roberts, 1980; Millet in Bentley, 2004; Peeling idr., 2005; Kreider idr., 1988; Bernard idr., 2003). V različnih študijah so športniki po kolesarjenju tekli z enako hitrostjo pri višjem deležu maksimalne porabe kisika (Brisswalter idr., 2000; Hausswirth idr., 1996; Hue idr., 1998). Vercruyssen idr. (2002) so v svoji raziskavi pokazali, da so imeli preiskovanci pri teku po kolesarjenju za 11,7 % višjo porabo kisika. Podobno potrjujejo drugi raziskovalci, ki pravijo, da je energijska zahtevnost za 1,6–11,6 % višja pri teku po kolesarjenju (Kreider idr., 1988; Hue idr., 1998; Danner in Plowman, 1997; Guezennec idr., 1996; Witt, 1993; Hausswirth idr., 1996). Nekateri avtorji razlagajo povečano porabo kisika s praznjenjem glikogenskih zalog med kolesarjenjem, kar lahko vodi delovanje metabolizma v smer večje oksidacije maščob. Povečano porabo kisika pa povezujejo še s spremembami v termoregulaciji in rekrutaciji mišičnih enot (Guezennec idr., 1996; Brisswalter idr., 2000; Poole in Richardson, 1997), povišano frekvenco dihanja, ki povzroči utrujanje dihalnih mišic ter slabšo ventilatorno učinkovitost (Hue idr., 1998), Hausswirth idr. (1997) pa omenja tudi vpliv biomehanskih faktorjev.

V opravljeni raziskavi smo intenzivnost napora spremljali skozi enega od fizioloških procesov, in sicer frekvenco srca, ki smo jo merili z merilnikom srčnega utripa (Polar RCX5). Merjenec je v obeh primerih pretekel tri kilometre s povprečnim srčnim utripom 188 udarcev/minuto. Za izolirani tek je porabil 10 minut in 33 sekund, za tek po kolesarjenju pa 11 minut in 12 sekund. Z vidika intenzivnosti napora je bil ta ob upoštevanju srčnega utripa v obeh primerih enak. Merjenec je enako vadbeno količino, razdaljo tri kilometre, pri izoliranem teku premagal 39 sekund hitreje oziroma v povprečju z 0,99 km/h višjo hitrostjo. Na podlagi tega lahko rečemo, da je merjenec tekel po kolesarjenju z nižjo hitrostjo oziroma z nižjo vadbeno intenzivnostjo ob enakem naporu z vidika intenzivnosti. To potrjuje trditev Bonaccija idr. (2010), ki pravijo, da je tek po predhodnem kolesarjenju zahtevnejši v primerjavi z izoliranim tekom.

Poleg manjše energijske zahtevnosti izoliranega teka v primerjavi s tekom po kolesarjenju lahko le-to povežemo s sposobnostjo preteči enako razdaljo v krajšem času pri teku brez predhodne aktivnosti. V raziskavi Bernarda idr. (2003) so merjenci v izoliranem teku trikilometrsko razdaljo pretekli hitreje (približno 48 sekund) v primerjavi s tekom po 20-minutnem kolesarjenju pri 80 %  $VO_{2max}$ . Do enakih rezultatov je prišel Hausswirth idr. (1999), ko je primerjal čas izoliranega teka na 5 kilometrov s tekom na enaki razdalji med šprint triatlonom. Tudi v raziskavi Marina in Goegana (1993) so merjenci pretekli 10-kilometrsko razdaljo hitreje pri izoliranem teku kot pri teku po 40 kilometrih kolesarjenja



v tekmovalnem tempu. Slabši rezultat teka po kolesarjenju razlagajo s povečano koncentracijo laktata ob koncu kolesarjenja, kar je hkrati povezano tudi z visoko porabo kisika ter frekvenco srca, ki vodita v utrujenost pred tekaškim delom. Bernard idr. (2003) so kot eno od možnih razlag uporabili tudi Lepersovo raziskavo (Leperes, Millet in Mauffiuletti, 2001), v kateri je ta opazil padec sile pri kolesarjenju triatloncev zaradi perifernih in centralnih dejavnikov (val M in RMS). Poskusi v vseh treh zgoraj omenjenih študijah so bili izvedeni na podoben način kot naš in se tako rezultati glede časa teka oziroma hitrosti teka medsebojno skladajo.

Pojav zahtevnejšega teka po kolesarjenju v primerjavi s samim tekom je za vse udeležence v triatlonu, tako za športnike same kot tudi za trenerje, in seveda za raziskovalce zelo zanimiv. Mnogi raziskovalci so se lotili preučevanje tega vprašanja z izvedbo raziskav ter poskusov, pri čemer so se ukvarjali z analizo biomehanike teka. V spremembah le-te so iskali odgovor na vprašanja o večji energijski porabi, izgubi koordinacije in manjši uspešnosti teka po predhodnem kolesarjenju (Millet in Vleck, 2000).

V opravljeni raziskavi smo spremljali 21 biomehanskih parametrov teka ter primerjali njihove vrednosti med obema eksperimentalnima situacijama na 10 odsekih trikilometrski tekaški progi. Rezultati nam kažejo, da pri 5 od 21 parametrov prihaja do statistično značilnih razlik med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju. Ti parametri so: hitrost teka, dolžina dvokoraka, frekvenca dvokoraka, čas faze opore ter kot v kolenu v fazi srednje opore. Razlike so opazne tudi v nekaterih drugih biomehanskih parametrih, a te niso statistično značilne.

Merjenec v tej raziskavi je imel statistično značilno nižjo hitrost teka ( $p = 0,0007$ ) po kolesarjenju v primerjavi z izoliranim tekom. V povprečju je tekel z 1 km/h nižjo hitrostjo gledano na celotno progo ter 1,21 km/h gledano zgolj na 10 spremljanih odsekih. Dobljeni rezultati so v skladu s predhodnimi študijami (Bernard idr., 2003; Hauswirth idr., 1999; Marino in Goegan, 1993). Pri teku po kolesarjenju je bilo zaznati tudi večjo spremenljivost v hitrosti teka, saj se je le-ta spremenila za 3,12 km/h (17,45 %) v primerjavi z izoliranim tekom, pri katerem je bila sprememba 2,47 km/h (13,28 %). Podobne ugotovitve navajajo tudi Bernard idr. (2003).

Dejstvo je, da je hitrost teka produkt dolžine koraka in frekvence korakov. Razmerje med njima je večinoma individualno (podzavestno) pogojeno. Na razmerje vplivajo različni dejavniki pri čemer lahko med najpomembnejše štejemo hitrost teka, antropometrične značilnosti tekača, stopnjo biološkega razvoja, mišično strukturo, utrujenost, poškodbe in druge longitudinalne vplive (Škof in Dolenc, 2001). S povečevanjem hitrosti teka se povečujeta tako dolžina kot tudi frekvenca korakov, a ne v enakem razmerju. Pri različnih hitrostih v območju stabilnega fiziološkega stanja (od 3 m/s do 4,5 m/s) obstaja popolna linearna povezava med dolžino koraka in hitrostjo teka ( $r = 0,99$ ). Pri višjih hitrostih se dolžina koraka ne povečuje več linearno s hitrostjo in takrat pride do večjega relativnega povečevanja frekvence korakov. Dolžina koraka pa je v veliki meri odvisna tudi od antropometrijskih značilnosti tekača. Cavanagh (1990) pravi, da je korelacija med dolžino noge in dolžino koraka 0,31, med višino tekača in dolžino koraka pa 0,26. Landers idr. (2011a) so z izvedbo raziskave med svetovnim prvenstvom v triatlonu ugotovili podobno. Pri submaksimalnih hitrostih teka dolžina koraka močneje določa hitrost teka kot frekvenca koraka (Škof in Dolenc, 2001; Cala idr., 2010). Pri meritvah slovenskih tekačev na 3000 m je, ob zmanjšanju hitrosti za 3,1 %, dolžina koraka padla za 5 %, frekvenca pa je ostala nespremenjena (Škof in Dolenc, 2001).

Tudi v dolžini in frekvenci dvokorakov je v naši raziskavi prišlo do statistično značilnih razlik med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju ( $p = 0,0017$  in  $p = 0,0133$ ). Ob dejstvu, da je merjenec tekel po kolesarjenju s statistično značilno nižjo hitrostjo, so dobljene razlike v teh dveh parametrih v skladu s predhodnimi ugotovitvami in teorijo. Merjenec je gledano na celotno tekaško progo tekel 1 km/h ali 5,86 % počasneje po kolesarjenju, gledano po odsekih pa 1,21 km/h ali 7,16 % počasneje. Pri tem je imel v povprečju za 0,18 m ali 5,28 % krajši dvokorak in  $1,78 \text{ min}^{-1}$  ali 2,14 % nižjo frekvenco dvokoraka. Pri tem je mogoče opaziti, da se dolžina dvokoraka v obeh primerih skrajšuje skladno s hitrostjo teka, pri frekvenci dvokoraka pa se večje spremembe zgodijo le v prvih 500 metrih, nato pa ta praktično ostaja nespremenjena.

V literaturi in praksi je mogoče zaslediti še eno posebnost, vezano na frekvenco tekaškega koraka po kolesarjenju, in sicer višjo frekvenco korakov na začetnem odseku tekaškega dela (Vercruyssen idr., 2002; Hauswirth, 1997; Bernard idr., 2003). Znano je, da športniki v različnih športih podzavestno izbirajo frekvenco gibanja, ki zagotavlja čim manjšo energijsko porabo (Cavanagh in Williams, 1982; Brisswalter idr., 2000; Marsh in Martin, 1997; Faulkner, Roberts, Elk in Conway, 1971; Hagberg, Mullin, Giese in Spitznagel, 1981; Marais idr., 1999; Millet, Candau in Rouillon, 1997; Takaishi, Yasuda, Ono in Moritani, 1996; van der Woude, Veeger, Rozendal in Sargeant, 1989). Med tekom športnik spontano prilagaja razmerje med dolžino in frekvenco koraka, da bi bila ekonomičnost čim bolj optimalna (Cavanagh in Williams, 1982). Nekateri raziskovalci navajajo, da ima predhodno kolesarjenje vpliv na izbiro razmerja dolžine in frekvence koraka med kasnejšim tekom (Bernard idr., 2003; Hauswirth idr., 1996; Landers idr., 2011). Na triatlonskih tekmovanjih, pri katerih je vožnja v zavetrju dovoljena so ugotovili, da je kadenca kolesarjenja od 90 obratov/min do 100 obratov/min, kar se je izkazalo za statistično značilno višje od frekvence koraka na teku (Landers idr., 2011; Hauswirth idr., 1999; Hauswirth in Lehenaff, 2001). Številni avtorji poročajo o povišani frekvenci korakov takoj po kolesarjenju (Vercruyssen, 2002; Hauswirth, 1997). Vercruyssen idr. (2002) so v svoji raziskavi vpliva kadenca kolesarjenja na tek pri triatlonskih ugotovili, da so merjenci po vseh treh kolesarjenjih tekli v povprečju s 7,2 % višjo frekvenco koraka v primerjavi z izoliranim tekom (tekaška steza). Bernard idr. (2003) poročajo o teku s povečano frekvenco korakov po kolesarjenju z 80 in 100 obrati/min na prvih 500 metrih. Ugotovitev povečane frekvence koraka na teku po kolesarjenju v prvih minutah potrjujejo tudi drugi avtorji (Hauswirth Lehenaff, 2001; Millet, Millet idr., 2000; Hauswirth idr., 1997; Hue idr., 1998; Gottschall in Palmer, 2002). Ta naj bi bila prehodnega značaja, saj je povečana le v prvih minutah, kasneje pa ne več.

Enak pojav je bilo mogoče zaslediti tudi pri našem merjencu, ki je v povprečju kolesaril s kadenco nad 90 obratov/min, pri prehodu na tek pa je prvih 200 metrov tekel s povečano frekvenco dvokorakov. Merjenec je od 1. do 2. odseka celo povečal frekvenco dvokorakov, pri čemer je imel ob nižji hitrosti teka in krajšem dvokoraku, frekvenco dvokorakov celo višjo v primerjavi z izoliranim tekom (tabela 10).

**Tabela 10**

Podatki o hitrosti teka, frekvenci in dolžini dvokoraka na prvih dveh odsekih.

ODSEK	d [m]		$\gamma$ [ $\text{min}^{-1}$ ]		v [km/h]	
	IT	MT	IT	MT	IT	MT
100 m	3.61	3.49	85.83	85.32	18.60	17.88
200 m	3.57	3.40	84.51	86.55	18.12	17.67

Legenda: d – dolžina dvokoraka;  $\gamma$  – frekvenca dvokorakov; v – hitrost teka; IT – izolirani tek; MT – tek po kolesarjenju.

Ta pojav imenujemo perseveracija (ang. perseveration). Do nje pride kadar človek dalj časa izvaja neko ritmično aktivnost in bo isti vzorec gibanja prenesel na drugo aktivnost po prenehanju prve (Gottschall in Palmer, 2002; Brugger in Gardener, 1994; Cala idr., 2009). V triatlonu to pomeni, da bo športnik po kolesarjenju tekel s frekvenco korakov, podobno frekvenci, s katero je pred tem poganjal kolo (Cala idr., 2009).

Tek s statistično značilno krajšim korakom po kolesarjenju, ki smo ga opazili v naši raziskavi, je v skladu z nekaterimi študijami (Hauswirth idr., 1997; Vercruyssen idr., 2002; Marino in Goegan, 1993; Bernard idr., 2003). Avtorji menijo, da predhodno kolesarjenje izzove utrujenost mišic spodnjih okončin, kar triatlonecem onemogoča vzdrževanje dolžine koraka med tekom. Če želijo ti kljub temu ohranjati hitrost teka, posegajo po višji frekvenci korakov (Elliot in Roberts, 1980; Hauswirth idr., 1997; Williams, Snow in Agruss, 1991; Vercruyssen idr., 2002). Tek s povečevanjem frekvence korakov pri enaki hitrosti vodi v povečanje mehanskega dela in s tem v povečanje porabe energije (Cavagna, Willems, Franzetti in Detrembleur, 1991; Vercruyssen idr., 2002). Tudi Lepers idr. (2001) pravijo, da so lahko živčno-mišični dejavniki, ki vplivajo na dolžino in frekvenco koraka, pod vplivom predhodnega kolesarjenja ali izbire kadence kolesarjenja.

Eden pomembnejših dejavnikov hitrosti teka je utrujenost in je v naši raziskavi ter triatlonu na splošno najverjetneje izzvana s predhodnim kolesarjenjem ter tako močno vpliva na učinkovitost teka. Hitrost teka je odvisna od dolžine in frekvence korakov, v stanju utrujenosti pa je tesno povezano s produkcijo sile v aktivnih mišicah. To ima lahko velik vpliv na dolžino koraka ter izvedbo kontaktne faze, ki je tesno povezana z ekonomičnostjo tekalnega koraka. Ohranjanje hitrosti teka ni odvisno le od kontraktilnih značilnosti mišic (produkcije zadostne količine kemične energije in nevtraliziranje metaboličnih produktov), temveč tudi od razpoložljivosti in učinkovitosti uporabe elastične energije, zlasti v ekscentrični fazi, ter vpliva in izkoristka potenciala refleksa na raztezanje. Z vidika ekonomičnosti tehnike teka je izjemno pomembno razmerje med zaviralno (ekscentrično) in pospeševalno (koncentrično) fazo opore tekaškega koraka. Temeljna značilnost utrujenosti je poleg znižanja kontrakcijske sile tudi počasnejša mišična kontrakcija ter relaksacija. Počasnejša mišična kontrakcija povzroči daljšo pospeševalno fazo in s tem daljšo oporno fazo. Zaradi slabše refosforilizacije ATP pride do upočasnitve ciklusa prečnih mostičev in zmanjšanja kontraktilne hitrosti mišice. K nižji kontraktilni hitrosti in upadu kontrakcijske sile pa prav gotovo pripomore tudi sprememba rekrutacije motoričnih enot v stanju utrujenosti. S predhodno aktivnostjo (kolesarjenjem) ter podaljševanjem trajanja naslednje aktivnosti (teka) se frekvenca proženja motoričnih enot znižuje, zato postaja aktivacija motoričnih enot vse manjša. Tako dobivajo pomembnejšo vlogo manjše, počasnejše motorične enote. Utrujenost v teku vodi tudi v zmanjšanje vertikalne komponente sile reakcije podlage, hkrati pa se lahko zaradi upadanja učinkovitosti

predaktivacije tibialnih mišic in zmanjšane aktivacije mišice triceps surae pojavi udarec s peto ob podlago (Škof in Dolenc, 2001).

Bonacci idr. (2010) so ugotovili, da lahko s kotom upogiba v gležnju ob prvem stiku s podlago pojasnijo 67 % variance porabe kisika. Povečan upogib v gležnju in bolj iztegnjeno koleno v fazi prvega stika s tlemi povečajo vertikalno silo reakcije podlage, ki je glavna determinanta metabolične zahtevnosti med tekom. Pristajanje na peto zmanjša pretvorbo translatorne energije v rotacijsko, saj se je večina izgubi ob udarcu pete ob podlago (Bonacci idr., 2010). V naši raziskavi ni prišlo do statistično značilnih razlik v kotu v kolenu in gležnju ob prvem stiku s podlago, pri čemer je treba opozoriti, da podatki za kot upogiba v skočnem sklepu niso povsem natančni.

Naslednji biomehanski parameter, pri katerem so bile opažene statistično značilne razlike med eksperimentalnima situacijama, je bila oporna faza ( $p = 0,0077$ ). Ob vedenju, da se čas trajanja oporne faze s povečevanjem hitrosti teka skrajšuje (Škof in Dolenc, 2001), je zanimiva ugotovitev, da je bila oporna faza v prvih 500 metrih pri teku po kolesarjenju krajša ali enaka, kljub nižji hitrosti teka, v primerjavi z izoliranim tekom. Od 4. do 10. odseka je bila nato faza opore, ob višji hitrosti pri izoliranem teku, krajša, kar je skladno z literaturo (Škof in Dolenc, 2001). Razlago za nastalo situacijo lahko najdemo v spodaj opisanih raziskavah.

Le Meur idr. (2012) so preučevali togost noge ( $k_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$ ) ter vertikalno togost ( $k_{ver} = \frac{F_{max}}{\Delta Y_c}$ ) med izoliranim tekom in tekom do utrujenosti po kolesarjenju. Togost noge je takoj po kolesarjenju statistično značilno večja, nato pa med tekom do utrujenosti pada. Na koncu ni več razlik v primerjavi z izoliranim tekom. Povečana togost na začetku naj bi nastala zaradi začasnih kinematičnih sprememb, ki jih izzove sama menjava od kolesarjenja k teku in/ali zaradi strategije hitrejšega teka na začetku. Rabita, Slawinski, Girard, Bignet in Hausswirth (2011) so ugotovili podobno, kjer je padec togosti noge med tekaškim delom pozitivno povezan s časom letne faze ter negativno s časom oporne faze. Hkrati se je zmanjšala vertikalna sila podlage, ki je bila povezana z zmanjšanjem kota odziva v fazi odziva. V obeh omenjenih študijah so merjenci tekli pri konstantni hitrosti do utrujenosti in v obeh ni bilo zaznani sprememb vertikalne togosti. Merjenci so oslabitev živčno-mišičnega sistema pri produkciji sile kompenzirali z zmanjševanjem kota odziva ter tako ohranjali vertikalno togost in vertikalno amplitudo nihanja CTT.

Skladno s povečano togostjo noge in skrajšanjem kontaktnega časa takoj po kolesarjenju je povečana tudi aktivacija iztegovalk kolena (vastus medialis in rectus femoris; tudi vastus lateralis, a ne statistično značilno) v predkontaktni fazi. S povečano aktivacijo in s tem togostjo naj bi merjenci zmanjšali kot upogiba v kolenu v fazi zaviranja. Podobno se zgodi v nadaljevanju, ko s padcem togosti noge sočasno pada aktivacija VM, VL, RF in SOL v predkontaktni fazi ter SOL in GaM v fazi zaviranja. Raziskovalci predvidevajo, da se zaradi zmanjšane aktivacije mišic nog poveča kot upogiba v gležnju in kolenu in s tem poveča  $\Delta L$  ter zmanjša togost noge. V prihodnje pa predlagajo še spremljanje kotov v sklepih nog. Ugotovljene spremembe so po mnenju raziskovalcev rezultat: (1) pojava živčno-mišične oslavitve zaradi utrujenosti med tekom; (2) progresivnega izginjanja vpliva predhodnega kolesarjenja; (3) skupnega vpliva obeh predhodnih vzrokov.

Na drugi strani so podobno raziskavo izvedeli Girard idr. (2013), ki so opazovali togost noge in vertikalno togost pri teku na 5 kilometrov, pri čemer so morali merjenci kar najhitreje opraviti z

razdaljo (hitrost ni bila konstantna). Ugotovili so: (1) zmanjševanje vertikalne togosti zaradi zmanjševanja maksimalne vertikalne sile reakcije podlage ob ohranitvi  $\Delta Y_c$ ; (2) ohranjanje togosti noge, saj se zmanjšanje maksimalne vertikalne sile reakcije podlage izravna z zmanjšanjem kompresije noge. Z zmanjševanjem hitrosti teka se je zmanjševala vertikalna togost, dolžina koraka, frekvenca koraka, letna faza ter se je podaljševal kontaktni čas. Girard ugotavlja, da prihaja do različnih ugotovitev v primerjavi z Le Meurjem zaradi različne hitrosti teka (prosta izbira hitrosti ali konstantna hitrost). Pravi, da je za človeka veliko bolj naravno zmanjšati hitrost teka kot pa spreminjati trajektorijo leta CTT.

S togostjo nog sta se ukvarjala tudi Sayers in Gardner (2012). V svoji raziskavi sta ugotovila, da je navor v kolku in kolenu pri teku po kolesarjenju statistično značilno večji v primerjavi z izoliranim tekom. Hkrati je povečana tudi togost v kolenu in kolku med tekom takoj po kolesarjenju. Morda spremembe v togosti teh dveh sklepov vplivata na mehaniko teka, saj je bila ugotovljena značilna povezanost med togostjo nog ter ekonomičnostjo teka, frekvenco koraka, dolžino koraka, kontaktnega časa in vertikalne amplitude nihanja CTT (Morin, Samozino, Zameziati in Belli, 2007; Rabita idr., 2011). Prav tako so pozitivno povezanost med nekaterimi od teh spremenljivk ter povečano učinkovitost teka ugotovili Kuitunen, Komi in Kyröläinen (2002).

Pri spremljanju kota v kolenu, ko je stopalo pod medenico oziroma v fazi srednje opore, smo ugotovili, da je kot upogiba v kolenu statistično značilno različna med obema eksperimentalnima situacijama ( $p = 0,0077$ ). Pri izoliranem teku je koleno v povprečju bolj iztegnjeno za  $2,11^\circ$ . Ena od možnih razlag, ki jih navajajo Le Meur idr. (2012), je ta, da se ob utrujenosti zmanjša aktivacija nekaterih mišic nog, kar vodi v povečan kot upogiba v kolenu. Morda je v našem primeru predhodno kolesarjenje zaradi utrujenosti vplivalo na spremembe v aktivaciji mišic nog ter tako vodilo v bolj pokrčeno koleno v fazi srednje opore. Gre le za predvidevanje, za boljše razumevanje dobljenih rezultatov pa je potrebno nadaljnje raziskovanje.

V literaturi je mogoče zaslediti še nekatere druge spremembe v biomehaniki teka po kolesarjenju v primerjavi z izoliranim tekom, ki pa se v naši raziskavi niso izkazale za statistično značilne. Hauswirth idr. (1997) so poleg skrajšanega koraka opazili še povečan naklon trupa naprej, spremembe v kotu upogiba kolena v fazi odriva ter v fazi zamaha. V našem primeru je bilo koleno v fazi odriva pri izoliranem teku v povprečju za  $3,65^\circ$  ali  $2,16\%$  bolj iztegnjeno, kar pa se ni izkazalo za statistično značilno različno ( $p = 0,469$ ). Morda je zanimiva opazka, da je izteg v kolenu pri izoliranem teku ves čas konstanten, pri teku po kolesarjenju pa se ta povečuje, kljub zmanjševanju hitrosti. Tako razlika med eno in drugo situacijo postaja vedno manjša. Najmanjši kot v kolenu zamašne noge oziroma maksimalni upogib v fazi zamaha se je pri našem merjencu do 4. odseka v obeh primerih zmanjševal, nato pa se je pri izoliranem teku ustalil in se celo povečeval, medtem ko se je pri teku po kolesarjenju vse do konca zmanjševal. V naši raziskavi smo opazovali tudi odklon trupa od vertikale naprej preko štirih različnih parametrov, a nismo opazili statistično značilnih razlik. Nakazan je celo manjši odklon trupa naprej pri teku po kolesarjenju, kar je v nasprotju s Hauswirthom idr. (1997).

Po pregledu raziskave Rendoseve idr. (2013) smo se odločil tudi za spremljanje dogajanja v kolčnem sklepu. Večji izteg v kolku je povezan z uspešnostjo teka (Leskinen, Hakkinen, Virtavirta, Isolehto in Kyröläinen, 2009), s čemer lahko delno pojasnimo, zakaj je ta nižja po teku po kolesarjenju. Pri naši raziskavi smo opazili, da je bila amplituda gibanja v kolčnem sklepu pri izoliranem teku za  $1,19^\circ$  večja,

predvsem na račun povečanega iztega ob enakem upogibu. Tovrstno dogajanje smo opazili na zadnjih dveh tretjinah tekaške proge, ki pa vseeno ni bilo statistično značilno.

Rendos idr. (2013) so v svoji raziskavi spremljali kinematiko v sagitalni ravnini pri teku po kolesarjenju ter jo primerjali z izoliranim tekom. Spremljali so minimalne in maksimalne kote upogiba v trupu, medenici, kolku, kolenu ter gležnju v oporni fazi. Avtorji poročajo o večjem maksimalnem kotu upogiba v kolku, povečani rotaciji medenice naprej ter iztegu hrbtenice. Hkrati je prišlo do zmanjšanja iztega v kolku. S povečevanjem hitrosti tekači povečajo rotacijo medenice naprej, kar povzroči znižanje CTT in podaljšanje propulzivne faze horizontalne sile (Novacheck, 1998; Franz, Paylo, Dicharry, Riley in Kerrigan, 2009). Rendos idr. (2013) opažajo povečano rotacijo medenice brez hkratnega povečanja hitrosti. Povečano rotacijo medenice naprej pa spremlja povečan upogib ter zmanjšan izteg v kolku. Podobno ugotavljajo tudi Schache, Blanch in Murphy (2000). Opaženo dogajanje v kolku razlagajo s strukturnimi omejitvami upogibalk kolka ter njihovih sklepnih ovojníc (Kerrigan, Lee, Collins, Riley in Lipsitz, 2001; Kerrigan, Xenopoulos - Oddsson, Sullivan, Lelas in Riley, 2003). Dalj časa trajajoč nagib trupa naprej, kot je to pri kolesarjenju, naj bi izzval povečan upogib kolka ter kompenzacijo s spodnjimi okončinami za preusmeritev posteriorno orientiranega položaja CTT (Saha, Gard, Fatone in Ondra, 2007). Kolesarjenje lahko tako povzroči zakrčenje mišic kolka in medenice na sprednji strani, kar vodi v kompenzacijo z rotacijo medenice naprej, večjim upogibom ter manjšim iztegom kolka. Svojo vlogo lahko pri tem odigra tudi zmanjšana aktivnost biceps femorisa, ki je bila opažena med tekom po kolesarjenju (Heiden in Burnett, 2003). Ena glavnih nalog te mišice med tekom je kontrola iztegovanja noge v fazi sprednjega zamaha, ki vodi v optimalno postavljanje noge na podlago. Spremembe v njeni aktivaciji lahko vodijo v postavljanje stopala na tla, ki je bolj neekonomično (Škof in Dolenc, 2001). Opažen povečan izteg hrbtenice je verjetno kompenzacijski odgovor na povečano rotacijo medenice naprej, a hkrati prikrije spremembe v nagibu trupa (Rendos idr., 2013), kar je lahko morda razlaga za odsotnost razlik v naklonu trupa v naši raziskavi. Rendoseva idr. so spremljali še kote upogiba v gležnju in kolenu, kjer pa prav tako kot Chapman idr. (2008) ter Chapman idr. (2009) niso opazili sprememb.

Millet idr. (2001) so v svoji raziskavi ugotovili, da imajo manj izkušeni triatlonci med tekom po kolesarjenju večjo vertikalno amplitudo nihanja CTT v primerjavi z vrhunskimi triatlonci. Le-ta nastane v fazi leta. Williams idr. (1991) so dokazali povezanost med vertikalno amplitudo nihanja CTT in spremembo vertikalne hitrosti ( $r = 0,74$ ) ter maksimalne sile reakcije podlage ( $r = 0,9$ ). Večja vertikalna amplituda nihanja tako pomeni višjo vertikalno hitrost ter večjo silo reakcije podlage ob pristanku, kar pa je lahko eden od razlogov za neudobje med tekom po kolesarjenju. Tudi v raziskavi Milleta idr. (2001) ni bilo sprememb v dolžini in frekvenci koraka. V naši raziskavi razlika v vertikalni amplitudi nihanja CTT ni bila statistično značilna ( $p = 0,806$ ), a je morda vredno omeniti, da je bila v povprečju vertikalna amplituda nihanja CTT pri teku po kolesu za 0,8 cm večja.

Poleg sprememb v sami kinematiki teka so nekateri raziskovalci opazili tudi spremembe v vzorcih aktivacije mišic. Prišlo je do zmanjšanja amplitude EMG v tibialis anteriorju in biceps femorisu med fazo opore tako po 20-minutnem in 40-kilometrskem kolesarjenju. Hkrati se je povečala amplituda EMG-ja vastus lateralis v oporni in letni fazi pri teku po kolesarjenju v primerjavi z izoliranim tekom (Heiden in Burnett, 2003; Chapman idr., 2008). Raziskovalci opaženih sprememb ne povezujejo direktno s spremembami v kinematiki teka, vsekakor pa menijo, da predhodno kolesarjenje vpliva na

spremenjeno mišično aktivacijo med tekom, zato je treba trenirati tudi ta del triatlonskega tekmovanja.

Tudi Bonacci idr. (2010) so v svoji raziskavi primerjave izoliranega teka ter teka po 45-minutnem kolesarjenju poleg kinematičnih spremenljivk opazovali še mišično aktivacijo. Kolesarjenje z visoko intenzivnostjo je pri 8 od 15 merjencev izzvalo spremembe v mišični aktivaciji, kinematiki ali v obeh (pri 7 od 8 merjencev) med kasnejšim tekom. Bonacci idr. (2010) ugotavljajo, da spremembe v aktivaciji mišic niso povezane s povečano porabo kisika med tekom po kolesarjenju, kar so ugotovili že Hauswirth, Brisswalter, Vallier, Smith in Lepers (2000), lahko pa da na njih vpliva tudi izkušnost posameznega triatlonca (Millet idr., 2001). Verjetno se razlogi skrivajo v fizioloških dejavnikih, kot so ventilacija, termični stres ter preklop na večji delež oksidacije maščob (Bonacci, Chapman, Blanch in Vicenzino, 2009).

Bistvena ugotovitev Bonaccija idr. (2010) je, da v svojih študijah skupinsko gledano ne opažajo statistično značilnih razlik v kinematiki teka, a poudarjajo, da kljub temu obstajajo značilne in včasih zelo velike razlike med posamezniki. Tako lahko skupinska obravnava in zaključki, da razlik v kinematiki ni, kot je to v študijah Hueja idr. (1997) ter Quigleya in Richardsa (1996), velikokrat zakrijejo velike individualne razlike.

Chapman idr. (2008) so pri 5 od 14 triatloncev opazili spremembe v aktivaciji mišice tibialis anterior, pri čemer izključujejo vpliv utrujenosti ali spremembe v kinematiki teka. Spremembe v aktivaciji mišice tibialis anterior povezujejo direktno z vplivom predhodnega kolesarjenja.

Ugotovitve o razlikah v biomehaniki teka po kolesarjenju ter izoliranega teka so zelo različne. Tako imamo na drugi strani avtorje, ki pri opazovanju biomehanike teka po kolesarjenju poročajo o nespremenjeni dolžini in frekvenci koraka po kolesarjenju (Hue idr, 1998; Quigley in Richards, 1996; Hauswirth idr., 1996). Hkrati niso zasledili niti sprememb v vertikalni amplitudi nihanja medenice in gležnjev, v kotih med stegni, v kolenu in trupu v različnih fazah tekaškega koraka (Hauswirth idr., 1997; Quigley in Richards, 1996; Millet in Vleck, 2000; Millet, Millet idr. 2000). Quigley in Richards (1996) sta sklepala, da neudobje med tekom po kolesarjenju ni posledica sprememb tekaškega vzorca.

Cala idr. (2009) so v svoji raziskavi spremljali vpliv kolesarjenja na biomehaniko teka na triatlonskem tekmovanju za svetovni pokal leta 2006 v Madridu. Spremljali so dolžino in frekvenco koraka, hitrost teka, vertikalno amplitudo nihanja medenice, horizontalno razdaljo med peto in boki, kot upogiba v kolenu in gležnju v fazi odziva, kot upogiba v kolenu in gležnju zamašne noge v fazi odziva ter kot med stegni v trenutku prvega stika s tlemi. Med štirimi krogi po 2,5 km se je statistično skrajšala dolžina koraka ter zmanjšala hitrost teka, prav tako se je zmanjšala frekvenca koraka, a ne statistično značilno. Le-ta se je v zadnjem krogu nekoliko povečala. Vsi ostali parametri se med tekaško progo niso statistično značilno spreminjali in na podlagi tega so Cala idr. (2009) sklepali, da predhodno kolesarjenje ne vpliva na učinkovitost teka.

Le Meur idr. (2013) so spremljali biomehaniko teka na svetovnem prvenstvu v triatlonu leta 2011, kjer so opazovali dolžino in frekvenco koraka, vertikalno amplitudo nihanja CTT, vertikalno togost ter togost noge. Ugotovili so, da med tekaškim delom sočasno z upadanjem hitrosti upada vertikalna

togost in togost noge, razen na koncu, ko se ti parametri zaradi povišane hitrosti teka zopet povišajo. Primerjanje biomehanskih parametrov pri enaki hitrosti ni pokazalo statistično značilnih razlik. Spremembe v dolžini in frekvenci koraka so bile povezane s hitrostjo teka, pri čemer je bil delni regresijski koeficient večji za dolžino koraka.

V nadaljevanju smo z regresijsko analizo želeli izdelati model teka z opazovanjem sprememb biomehanskih parametrov odvisno od razdalje oziroma kontrolne točke. Ugotovili smo, da se lahko 17 od 21 biomehanskih parametrov modelira pri izoliranem teku in le 10 od 21 pri teku po kolesarjenju. Od tega lahko 8 biomehanskih parametrov modeliramo v obeh eksperimentalnih situacijah, 9 le pri izoliranem teku ter 2 le pri teku po kolesarjenju. Dva biomehanska parametra sta takšna, da jih z izbranimi modeli ni bilo moč modelirati v nobeni od eksperimentalnih situacij.

Pri 5 od 8 biomehanskih parametrov, pri katerih je bilo mogoče učinkovito modeliranje v obeh eksperimentalnih situacijah, je bila povezanost parametra z razdaljo pri  $p = 0,01$ : hitrost teka, dolžina dvokoraka, frekvenca dvokoraka, čas faze opore ter kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore. Teh pet biomehanskih parametrov je bilo mogoče tako tudi najboljše modelirati. Pri preostalih treh parametrih je bila povezanost značilna pri  $p = 0,05$ : čas faze leta, povprečna višina medenice v fazi opore ter kot upogiba v kolenu v fazi odziva. Pri sedmih od osmih biomehanskih parametrov, ki smo jih lahko modelirali pri izoliranem teku ter teku po kolesarjenju, smo v obeh primerih uporabili enak model, pri enem biomehanskem parametru pa sta se modela med eksperimentalnima situacijama razlikovala.

Zanimivo je dejstvo, da lahko v našem primeru za izolirani tek modeliramo 17 biomehanskih parametrov, za tek po kolesarjenju pa le 10. Presek, kaj lahko modeliramo v obeh primerih, je 8 biomehanskih parametrov, pri čemer je 1 takšen, ki nima enakega modela. Na podlagi tega lahko rečemo, da tudi v modeliranju biomehanskih parametrov vsekakor obstajajo razlike med izoliranim tekom ter tekom po kolesarjenju. Nadalje lahko predpostavljamo, da je modeliranje teka pri našem merjenju po kolesarjenju težje kot pri izoliranem teku.



## 5 SKLEP

V naši raziskavi je merjenec za enako dolgo tekaško progo (3 km) po kolesarjenju potreboval 39 sekund več kot v eksperimentalni situaciji izoliranega teka, s čimer lahko potrdimo prvo hipotezo, ki pravi, da bo merjenec pretekel enako razdaljo (3 km) v krajšem času pri izoliranem teku kot pri teku po kolesarjenju.

Merjenec je po kolesarjenju pretekel 3 kilometre s povprečno hitrostjo 16,07 km/h, pri izoliranem teku pa je bila ta 17,06 km/h. Ob 0,99 km/h višji hitrosti pri izoliranem teku je imel merjenec v obeh primerih povprečno frekvenco srca 188 udarcev/minuto. Tako lahko potrdimo drugo hipotezo, ki pravi, da bo merjenec izbrano razdaljo pretekel z nižjo intenzivnostjo ob enakem ali večjem naporu z vidika intenzivnosti (frekvence srca).

Spremembe v biomehaniki teka smo spremljali z opazovanjem 21 biomehanskih parametrov. Pri petih od teh smo z izvedbo enosmerne ANOVE zaznali statistično značilne razlike pri izoliranem teku glede na tek po kolesarjenju ob petodstotni stopnji tveganja. Pri ostalih 16 biomehanskih parametrih statistično značilnih razlik ni bilo mogoče potrditi, a kljub temu lahko pri nekaterih opazimo razlike med eksperimentalnima situacijama. S statistično značilnimi razlikami v hitrosti teka, frekvenci in dolžini dvokoraka, času oporne faze ter kotu upogiba v kolenu v fazi srednje opore lahko delno potrdimo tretjo hipotezo, ki pravi, da se vrednosti biomehanskih parametrov pri izoliranem teku in teku po kolesarjenju statistično značilno razlikujejo.

Hkrati se je zgoraj omenjenih pet biomehanskih parametrov izkazalo tudi za najboljše pri modeliranju ( $p = 0,01$ ), z upoštevanjem možnosti napovedovanja biomehanskega parametra v odvisnosti od razdalje v obeh tekaških situacijah. Na takšen način smo lahko modelirali še tri biomehanske parametre, in sicer čas faze leta, povprečno višino medenice v fazi opore ter kot upogiba v kolenu v fazi odziva, a z nekoliko višjo stopnjo tveganja ( $p = 0,05$ ). Poleg osmih biomehanskih parametrov, ki smo jih lahko učinkovito modelirali v obeh eksperimentalnih situacijah, je bilo še devet takšnih, ki smo jih lahko le pri izoliranem teku, dva le pri teku po kolesarjenju, dveh pa ni bilo mogoče učinkovito modelirati v nobeni od situacij. Na podlagi ugotovitve, da smo pri izoliranem teku lahko učinkovito modelirali 17 biomehanskih parametrov, pri teku po kolesarjenju pa le 10, lahko potrdimo četrto hipotezo, ki pravi, da je vrednosti biomehanskih parametrov teka v odvisnosti od razdalje (kontrolne točke) mogoče bolj učinkovito modelirati in napovedovati v primeru izoliranega teka.

Rezultati regresije nam kažejo, da se le 7 od 21 biomehanskih parametrov teka spreminja v odvisnosti od razdalje po enakem regresijskem modelu statistično značilno. Ti so hitrost teka, frekvenca in dolžina dvokoraka, čas faze leta, čas faze opore, povprečna višina medenice v fazi opore ter kot upogiba v kolenu v fazi srednje opore. Na podlagi tega je treba zavreči peto hipotezo, ki pravi, da se biomehanski parametri, v odvisnosti od razdalje, pri teku po kolesarjenju in izoliranem teku spreminjajo po enakem regresijskem modelu.

Pri individualni obravnavi merjenja v naši raziskavi lahko rečemo, da se biomehanika z vidika nekaterih biomehanskih parametrov razlikuje med izoliranim tekom in tekom po kolesarjenju. Vsekakor je predhodno 20-minutno kolesarjenje na trenažerju v tekmovalnem tempu povzročilo, da so se pri merjenju na trikilometrski tekaški progi zgodile nekatere biomehanske spremembe med

samim tekom, in dejstvo, da je bil ta zanj zahtevnejši. Kljub ugotovljenim razlikam v biomehaniki (biomehanskih parametrih) med eksperimentalnima situacijama pa se strinjamo z enim od glavnih raziskovalcev, ki se ukvarja s tovrstnim problemom, Christopherjem Hauswirthom, ki pravi da je manjša ekonomičnost oziroma večja zahtevnost teka po kolesarjenju stvar mnogih faktorjev in je ne moremo pojasnjevati s spremembami zgolj v nekaterih biomehanskih parametrih.

Kljub poročanju mnogih avtorjev, da pri teku po kolesarjenju ni mogoče opaziti sprememb v biomehaniki teka, menimo, da je za razumevanja celotne slike pojave zahtevnejšega teka po kolesarjenju potrebno in zanimivo preučevanje tega tudi z vidika biomehanike. Kot pravijo Bonacci idr. (2010), lahko zgolj skupinska obravnava v raziskovanju kinematike teka po kolesarjenju zakrije pomembne individualne razlike, ki se pojavljajo v primerjavi z izoliranim tekom. Ta raziskava, ki preučuje pojav menjave, je prva na področju triatlona v Sloveniji ter prva na svetu pri kateri je bila uporabljena merilna tehnologija MVN Biomech. Tovrstno spremljanje biomehanike teka bi bilo uporabno v praksi, saj nam omogoča spremljanje daljšega odseka teka ter opazovanje številnih biomehanskih parametrov. Z rezultati lahko opazujemo specifične spremembe, ki se zgodijo pri prehodu od kolesarjenja k teku v primerjavi z izoliranim tekom. Rezultate biomehanske analize lahko v nadaljevanju uporabljajo trenerji kot smernice pri načrtovanju nekaterih delov trenažnega procesa s ciljem optimizirati vadbo ter tekmovalne nastope.

Nekatere omejitve, ki so se pojavile pri izvedbi meritev, in pojavi, ki bi jih bilo potrebno v prihodnosti upoštevati, sta načrtovanje protokola kolesarjenja in teka. Stacionarno kolesarjenje bi lahko zamenjali tudi z dejanskim, v obeh primerih pa bi lahko natančneje spremljali stopnjo obremenitve. Poleg frekvence srca bi lahko spremljali še moč ter frekvenco vrtenja pedal, ki bi jo merjenec moral ohranjati, glede na rezultate predhodnega večstopenjskega obremenilnega testa. Med tekaškim delom bi bilo zanimivo spremljati biomehanske parametre ob enaki hitrosti teka v obeh eksperimentalnih situacijah. Vsekakor pa je smiselno oblikovati programsko opremo, ki bi omogočala hitrejšo in enostavnejšo obdelavo podatkov.

## 6 VIRI

Bernard, T., Vercruyssen F., Grego, F., Hausswirth. C., Lepers, R., Vallier J.M. in Brisswalter, J. (2003). Effect of cycling cadence on subsequent 3 km running performance in well trained triathletes. *British Journal of Sports Medicine*, 37 (2), 154–159.

Bačanac, L., Škof, B., Stepančič, D., Šiško, M., Omerzel Vujić, E., Slana, N. idr.(2007). *Šport po meri otrok in mladostnikov: pedagoško-psihološki in biološki vidiki kondicijske vadbe mladih*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport, 2007.

Bonnaci, J., Chapman, A, Blanch, P. in Vicenzino, P. (2009). Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. *Sports Medicine*, 39 (11), 903–921.

Bonacci, J., Green, D., Saunders, P.U.,Blanch, P., Franettovich, M., Chapmana, A. R. in Vicenzino, B. (2010). Change in running kinematics after cycling are related to alterations in running economy in triathletes. *Journal of science and medicine in sport*, 13 (4), 460–464.

Brisswalter, J., Hausswirth, C., Smith, D., Vercruyssen, F. in Vallier, J.M. (2000). Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. *International Journal of Sports Medicine*, 21 (1), 60-64.

Brugger, P. in Gardener, M.(1994). Perseveration in healthy subjects: an impressive classroom demonstration for educational purposes. *Perceptual and Motor skills*, 78, 777-778.

Cala, A., Veiga, S., Garcia, A. in Navarro, E. (2009). Previous cycling does not affect running efficiency during a triathlon World Cup competition. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49 (2), 152-158.

Cala A., Cejuela, R. in Navarro, E. (2010). Biomechanical analysis of the 10km-run in a triathlon world cup event: differences presented by women gold medal. *Journal of human sport and exercise*, 5 (1), 34–42.

Cavanagh, P.R. in Williams, K.R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 30–35.

Cavanagh, P.R. (1990). Biomechanics of distance running. *Human Kinetics*.

Cavagna, G.A., Willems, P.A., Franzetti, P. in Detrembleur, C. (1991). The two power limits conditioning step frequency in human running. *The Journal of Physiology*, 437, 95–108.

Chapman, A.R., Vicenzino, B., Blanch, P., Dowlan, S. in 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, 371–380.

Chapman, A.R., Vicenzino, B., Hodges, P.W., Blanch, P., Hahn, A.J. in Milner, T.E. (2009). A protocol for measuring the direct effect of cycling on neuromuscular control of running in triathletes. *Journal of Sports Science* 27 (7), 767–782.

Čoh, M. (2002). *Atletika. Tehnika in metodika nekaterih atletskih disciplin*. Ljubljana: Univerza v Ljubljani: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

Danner, T. in Plowman, S. A. (1993). *Running economy following an intense cycling bout in female duathletes and triathletes*. Diplomsko delo. Illinois: Northern Illinois University, Department of Physical Education.

Doupona Topič, M. in Sila, B. (2007). *Oblike in načini športne aktivnosti v povezavi s socialno stratifikacijo*. Šport, 55 (3), 12–16.

Elliot, B. C. in Roberts, A.D. (1980). A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. *Canadian journal of applied sport sciences*, 5, 203–207.

Faulkner, J.A., Roberts, D.E., Elk, R.L. in Conway, J. (1971). Cardiovascular responses to submaximal and maximum effort cycling and running. *Journal of Applied Physiology*, 30 (4), 457–461.

Franz, J.R., Paylo, K.W., Dicharry, J., Riley, P.O. in Kerrigan, D.C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait and Posture*, 29 (3), 494–498.

Girard, O., Millet, G.P., Slawinski, J., Racinais, S. in Micallef, J.P. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *International Journal of Sports Medicine*, 34 (8), 832–840.

Gottschall, J.I. in Palmer, B.M. (2002). The acute effects of prior cycling cadence on running performance and kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 1518–1522.

Guezennec, C.Y., Vallier, J.M. in Bigard, A.X. (1996). Increase in energy cost of running at the end of a triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 73, 440–445.

Hagberg, J.M., Mullin, J.P., Giese, M.D. in Spitznagel, E. (1981). Effect of pedalling rates on submaximal, exercise responses of competitive cyclists. *Journal of Applied Physiology*, 51, 447–451.

Hauswirth C., Bigard, A.X., Berthelot, M., Thomaidis, M. in Guezennec, C. Y. (1996) . Variability in energy-cost of running at the end of a triathlon and a marathon. *International Journal Sports Medicine*, 17, 572–579.

Hauswirth, C., Bigard, A.X. in Guezennec, C.Y. (1997). Relationship between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and marathon. *International Journal Sports Medicine*, 18, 330–339.

Hauswirth, C., Lehénaff, D., Dréano, P. in Savonen, K.(1999). Effects of cycling alone or in a sheltered position on subsequent running performance during a triathlon. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 599–604.

Hauswirth, C., Brisswalter, J., Vallier, J.M., Smith, D. in Lepers, R. (2000). Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. *International Journal of Sports and Medicine*, 21 (6), 429–436.

Hauswirth, C. in Lehénaff, D. (2001). Physiological demands of running during long distance runs and triathlons. *Sports Medicine*, 31, 679–689.

Haworth, J., Walsh, M., Strang, A., Hohl, J., Spreats, S., Wilson, M. in Brown, C. (2010). Training for the bike to run transition in triathlon. V *28th International Conference on Biomechanics in Sports*, (28).

Heiden, T. in Burnett, A. (2003). The effect of cycling on muscle activation in the running leg of an olympic distance triathlon. *Sports biomechanics*, 2 (1), 35–49.

Hue, O., LeGallais, D., Chollet, D., Boussana, A. in Prefaut, C. (1998). The influence of prior cycling on the biomechanical and cardiorespiratory response profiles during running in triathletes. *European Journal of Applied Physiology*, 77, 98–105.

ITU Competition Rules (2014). Kanada: International Triathlon Union.

Kaj je triatlon? Triatlon Slovenije. Pridobljeno 10.12.2013, iz <http://www.triatlonslovenije.si/triatlon-za-vse/kaj-je-triatlon/>.

Kerrigan, D.C., Lee, L.W., Collins, J.J., Riley, P.O. in Lipsitz, L.A. (2001). Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82 (1), 26–30.

Kerrigan, D.C., Xenopoulos - Oddsson, A., Sullivan, M.J., Lelas, J.J. in Riley, P.O. (2003). Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (1), 1–6.

Kreider, R., Boone, T., Thompson, W.R., Burkes, S. in Cortes, C.W. (1988). Cardiovascular and thermal responses of triathlon performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 385–390.

Kuitunen, S., Komi, P. V. in Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (1), 166–173.

Landers, Grant, J., Blanksby, B.A. in Ackland, T.R. (2011a). Cadence, Stride Rate and Stride Length during Triathlon Competition. *International Journal of Exercise Science*, 4 (1), 40–48.

Landers, G.J., Blanksby, B.A. in Ackland, T.R. (2011b). The relationship between stride rates, lengths, and body size and their effect on elite triathletes' running performance during competition. *International Journal of Exercise Science*, 4 (4), 238–246.

Le Meur, Y., Dorel, S., Rabita, G., Bernard, T., Brisswalter, J. in Hausswirth, C. (2012). Spring-mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle-run test to exhaustion in triathletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology Volume*, 22 (6), 835–844.

Lepers, R., Bigard, A.X., Diard, J.P., Gouteyron, J.F. in Guezennec, C.Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 55–61.

Lepers, R., Millet, G.Y. in Mauffiuletti, N.A. (2001). Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33 (11), 1882–1888.

Leskinen, A., Hakkinen, K., Virravirta, M., Isolehto, J. in Kyröläinen, H. (2009). Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics*, 8 (1), 1–9.

- Marais, G., Weissland, T., Robin, H., Vanvelcenaher, J.M., Lavoie, J.M. in Pelayo, P. (1999). Physiological effects of variation in spontaneously chosen crank rate during submaximal and supramaximal upperbody exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 20, 239–245.
- Marino, G.W. in Goegan, J. (1993). Work energy analysis of triathletes running under bike/run and run only conditions. V *Proceedings of the XIth symposium of the International Society of Biomechanics in Sport* (str. 86–88). Združene države Amerike, Massachusetts, Amherst.
- Marsh, A.P. in Martin, P.E. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29, 1225–1232.
- Millet, G.Y., Candau, R. in Rouillon, J.D. (1997). Cycle length and crank rate in roller skiing; relationship with performance and maximal lower limb power. *Journal of Human Movement Studies*, 25, 191–197.
- Millet, G.P. in Vleck, V. (2000). Physiological and biomechanical adaptations to the cycle to run transition in Olympic triathlon: review and practical recommendations for training. *British Journal of Sports Medicine*, 34(5), 384–390.
- Millet, G.P., Millet, G.Y., Hoffman, M.D. in Candau, R.B. (2000). Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: Influence of performance level. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 1–6.
- Millet, G.P., Millet, G.Y. in Candau, R.B. (2001). Duration and seriousness of running mechanics alterations after maximal cycling in triathletes: Influence of the performance level. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41 (2), 147–153.
- Millet, G.P. in Bentley, D.J. (2004). The physiological responses to running after cycling in elite junior and senior triathletes. *International Journal Sports Medicine*, 25, 191–197.
- Montgomery, D.C. in Runger, G.C. (2011). *Applied Statistics and Probability for Engineers*. Peta izdaja. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K. in Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*, 40 (15), 3341–3348.
- MVN Biomech (2013). Xsens. pridobljeno 10.12.2003 iz <http://www.xsens.com/products/mvn-biomech/>.
- Neptune, R. R. in Hull, M.L. (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*, 32, 409–415.
- Novacheck, T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait Posture*, 7 (1), 77–95.
- Peeling, P.D., Bishop, D.J. in Landers, G.L., (2005). Effect of swimming intensity on subsequent cycling and overall triathlon performance. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 960–964.
- Poole, D.C. in Richardson, R.S. (1997). Determinants of oxygen uptake. *Sports Medicine*, 24, 308–320.

Rabita, G., Slawinski, J., Girard., O., Bignet, F. in Hausswirth, C. (2011). Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43 (4), 685–692.

Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C. in Le Meur, Y. (2013). Changes in spring-mass behaviour and muscle activity during an exhaustive run at  $VO_{2max}$ . *Journal of Biomechanics*, 46 (12), 2011–2017.

Rendos, N.K., Harrison, B.C., Dicharry, J.M., Sauer, L.D. in Hart, J.M. (2013). Sagittal plane kinematics during the transition run in triathletes. *Journal of Science an Medicine in Sport*, 16, 259–265.

Saha, D., Gard, S., Fatone, S. in Ondra, S. (2007). The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing. *Spine*, 32 (15), 1605–1611.

Schache, A.G., Blanch, P.D. in Murphy, A.T. (2000). Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*, 34 (4), 279–283.

Sayers, M. in Gardner, B. (2012). The effect of prior cycling on leg stiffness during running in high performance triathletes. V *30th Annual Conference of Biomechanics in Sports* (str. 22–25). Avstralija, Melbourne.

Supej, M. (2010). 3D measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and GNSS RTK system. *Journal of Sports Science*, 28 (7), 756–769.

Škof, B. in Dolenc, A. (2001). Teki – teki na srednje in dolge proge. V M. Čoh (ur.), *Biomehanika atletike* (str. 143–190). Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T. in Moritani, T. (1996). Optimal pedalling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28 (2), 1492–1497.

Triathlon (2013). Wikipedia The Free Encyclopedia. Pridobljeno 10.12.2013 iz <http://en.wikipedia.org/wiki/Triathlon>.

Van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Rozendal, R.H. in Sargeant, A.J. (1989). Optimal cycle frequency in hand rim wheelchair propulsion – wheelchair propulsion technique. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 625–632.

Vercruyssen, F., Brisswalter, J., Hausswirth, C., Bernard, T., Bernard, O. in Vallier, J.M. (2002). Influence of cycling cadence on subsequent running performance in triathletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (3), 530–536.

Vleck, V.E., Bürgi, A. in Bentley, D.J. (2006). The consequences of swim, cycle and run performance on overall result in elite olympic distance triathlon. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (1), 43–48.

Zupan, M. (1998). *Razvoj triatlona v svetu in pri nas*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Quigley, E.J. in Richards, J.G. (1996). The effects of cycling on running mechanics. *Journal Applied Biomechanics*, 12 (4), 470–479.

Williams, K.R., Snow, R. in Agruss, C. (1991). Changes in distance running kinematics with fatigue. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 138–162.

Witt, M. (1993). Co-ordination of leg muscles during cycling and running in triathlon. V *XIVth Congress of International Society of Biomechanics* (str. 1470–1471). Francija, Pariz.