



Peter Kozlovič,
Nejc Šarabon, Borut Fonda

Študija primera: vpliv dolžine gonilke na biomehanske lastnosti kolesarjenja

Izvleček

V dosedanjih študijah je bil raziskan vpliv dolžine gonilke na metabolično učinkovitost in kinematiko kolesarjenja, pri čemer so opazovali obseg giba v sklepih, kotno hitrost gonilke in moč na gonilki. V tej študiji primera smo raziskali vpliv dolžine gonilke na biomehaniko kolesarjenja pri različnih obremenitvah. Zanimal nas je vpliv dolžine gonilke na učinkovitost kolesarjenja ter potencialne biomehanske lastnosti kolesarjenja na nastanek poškodb v sklepih spodnjih okončin zaradi prekomerne obrabe. V raziskavi sta sodelovala dobro trenirana kolesarja. Kolesarila sta dvakrat po eno minuto na 175 W in 225 W, z dolžino gonilke 160 mm in 172 mm. Po meritvah smo izračunali neto sklepne sile in moč v gležnju, kolenu in kolku, izračunali smo navor na gonilki, skupno in učinkovito silo na pedal, indeks učinkovitosti, sile na pedal, patelofemoralno in tibiofemoralno silo ter kot kolena v iztegu. Rezultati so pokazali, da sta navora v smeri notranje in zunanje rotacije v prečni ravnini in navora v smeri odmika in primika goleni v čelni ravnini manjša pri krajši gonilki, pri čemer se strižna sila v kolku in kompresijska patelofemoralna sila pri daljši gonilki povečata za 10 %. Ne glede na dolžino gonilke se je učinkovitost kolesarjenja spremenila neznatno.

Ključne besede: kolesarstvo, biomehanika, gonilka, poškodbe, učinkovitost



Case study: effects of crank length on biomechanical characteristics during cycling

Abstract

To date, studies were primary focused on crank length impact on metabolic efficiency and kinematics of cycling with emphasis to joint range of motion, crank angular velocity and crank power. The purpose of this study was to examine the effects of crank arm length on cycling biomechanics at different workloads. Cycling efficiency and joint forces and torques of the lower extremity were monitored as well as potential biomechanical characteristics of cycling to the occurrence of overuse injuries in the lower extremity joints. Two well trained cyclists volunteered for the study. They cycled on an indoor ergometer twice for one minute at 175 and 225 W. Sessions were performed using crank arm length of 160 mm and 172 mm. The net joint forces, joint power, crank torque, resultant and effective force on the pedals, index of effectiveness, pedal forces, patellofemoral force, tibiofemoral force and knee angle were calculated. Results showed that shorter crank reduce loads of internal and external knee torque in transverse plain as well as varus and valgus torque in sagittal plain. Also, hip shear forces and patellofemoral forces were reduced by 10 % using shorter crank. Cycling effectiveness wasn't affected by crank arm length.

Keywords: cycling, biomechanics, crank arm, injury, efficiency

Uvod

V zadnjih letih se vse bolj omenja vpliv dolžine gonilke na učinkovitost in biomehanske lastnosti kolesarjenja. V preteklih študijah so bile raziskane spremembe v kinematiki spodnjih okončin in moč na gonilki ter sklepna moč (Barratt idr., 2011; Ferrer-Roca idr., 2017; MacDermid in Edwards, 2010; Martin in Spirduso, 2001; Mileva in Turner, 2003). Pri daljši gonilki se je povečal obseg giba in največji kot kolena med upogibom (Ferrer-Roca idr., 2017; Mileva in Turner, 2003), medtem ko se je pri daljši gonilki kot v gležnju povečal neznatno, brez statistično značilne razlike (Mileva in Turner, 2003). Posledica daljše gonilke in večjega obsega giba se je kazala v večji kotni hitrosti sklepov med upogibom in iztegom kolena (Mileva in Turner, 2003). Medtem ko je dolžina gonilke vplivala na kinematiko spodnjih okončin, te spremembe niso vplivale na bruto metabolično učinkovitost, saj se ta ni statistično značilno spremenila (Ferrer-Roca idr., 2017).

Bini in sodelavci (2013) so raziskali, kako položaj telesa na sedežu v bočni ravnini (naprej/nazaj) vpliva na obremenitve v kolenu. Pri sedenju naprej v primerjavi s sedenjem nazaj se je pri položaju gonilke 90° kot kolena med upogibom povečal za 22 %, medtem ko se je pri položaju gonilke 180° kot kolena med upogibom povečal za 36 %. Tibiofemoralna strižna sila se je pri sedenju nazaj povečala za 26 % v primerjavi s sedenjem naprej, medtem ko se kompresijska patelofemoralna in tibiofemoralna sili nista statistično značilno spreminjali (Bini in dr., 2013). Menard in sodelavci (2020) so spreminjali horizontalni položaj sedeža (naprej/nazaj), pri čemer so opazovali sile v kolenu. Kompresijska patelofemoralna sila se ni statistično značilno spremenila, medtem ko se je povprečna tibiofemoralna kompresijska sila povečala za 14 % in najvišja tibiofemoralna kompresijska sila za 15 %. Predvidevajo, da položaj sedeža z drugimi parametri, kot sta dolžina gonilke ali položaj stopala na pedal, lahko vplivajo na kompresijsko patelofemoralno silo in strižno ter kompresijsko tibiofemoralno silo. Za boljše razumevanje mehanizmov delovanja sil v kolenskem sklepu predlagajo dodatne raziskave z upoštevanjem prej omenjenih parametrov (Menard idr., 2020).

V nedavni študiji so Gatti in sodelavci (2021) opazovali vpliv kinematike gležnja, kolena in kolka na tibiofemoralno in patelofemoralno sklepno reakcijsko silo pri zdravih posameznikih. Sekundarni namen študije

je bil preučiti vpliv spola, horizontalnega položaja sedeža in dolžine gonilke na sklepne reakcijske sile. Primerjali so 18 različnih pogojev. Začetna nastavitvev je bila narejena po komercialni nastavitvi kolesa (bike-fitting) z dolžino gonilke od 172,5 mm. Od začetne nastavitve so sedež spreminjali za ± 10 % po višini in horizontalnem položaju ter dolžino gonilke za $\pm 2,5$ mm od začetne nastavitve. Ugotavljajo, da je na skupno patelofemoralno sklepno reakcijsko silo vplivala sprememba v kinematiki kolka, kolena in gležnja, medtem ko te spremembe niso vplivale na tibiofemoralno sklepno reakcijsko silo. Spremembe kota kolena med upogibom so imele neznaten vpliv na sklepne reakcijske sile. Dolžina gonilke prav tako ni vplivala na sklepne reakcijske sile (Gatti idr., 2021).

Kolesarsko moč proizvajajo predvsem mišice, ki obsegajo kolčni, kolenski in gleženjski sklep. Te sklepne moči so lahko določene s standardnimi tehnikami inverzne dinamike in omogočajo vpogled v gibalne strategije, ki niso opazne pri opazovanju moči, proizvedene na gonilki (Broker in Gregor, 1994; Martin in Brown, 2009). Broker in Gregor (1994) sta opazovala mišične moči v sklepih pri submaksimalnem kolesarjenju. Mišična moč v kolenu je prispevala 72 %, mišična moč gležnja 12 % in mišična moč kolka 9 % skupne moči na gonilki (Broker in Gregor, 1994), medtem ko je pri kolesarjenju z največjo močjo mišična moč v kolku bila približno dvakrat večja kot mišična moč v kolenu (Martin in Brown, 2009).

Avtorju te naloge ni znano, da bi primerjali vpliv dolžine gonilke na efektivno silo in indeks učinkovitosti med kolesarjenjem. Efektivna sila je sila, ki je pravokotna na gonilko (Fonda in Šarabon, 2010).

Namen te študije primera je primerjava neto sklepnih sil in navorov, sklepne moči, efektivne sile, sile rezultante, indeksa učinkovitosti, navora in moči na gonilki, tibiofemoralne kompresijske in strižne sile ter patelofemoralne sile med dvema različnima dolžinama gonilke.

Metode

Protokol

V raziskavi sta prostovoljno sodelovala dobro trenirana rekreativna kolesarja. Povprečno sta bila stara $28,5 \pm 3$ leta, teža 73 ± 10 kg in visoka $178 \pm 1,1$ cm. Uporabljala sta lastno kolo, vpeto na kolesarski ergometer z neposrednim pogonom (Elite Drive, Treviso, Italija), ki omogoča namestitvev

konstantne izhodne moči. Preiskovanca sta uporabljala pedale na vpetje.

Po namestitvi markerjev je sledilo petminutno ogrevanje pri 100 W. Sledila je faza kalibracije, v kateri je preiskovanec deset sekund ohranjal položaj, pri čemer je imel desno nogo iztegnjeno (gonilka je bila v spodnji mrtvi točki). Po kalibraciji se je začela meritev, v kateri je preiskovanec pri 80 obratih na minuto (rpm) kolesaril dvakrat po eno minuto pri 175 W in dvakrat po eno minuto pri 225 W. Med ponovitvami je bilo pet minut odmora. Te obremenitve in čas trajanja je izvedel pri dolžini gonilke 160 mm ter pri dolžini gonilke 172 mm.

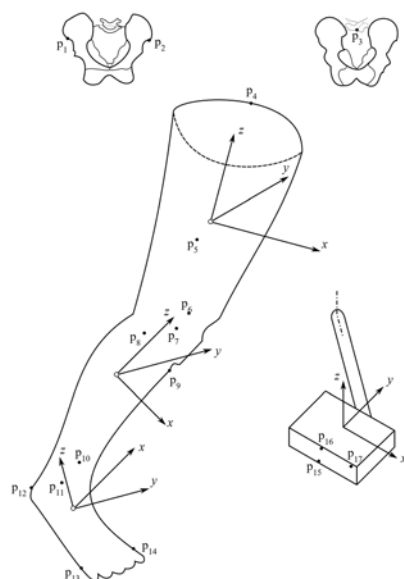
Analizirali smo desno nogo. Kinematične podatke smo zajeli s šestimi pasivnimi 3D-kamerami (OptiTrack, Corvallis, OR, ZDA). Sistem smo kalibrirali na začetku meritev. Sile in navori smo zajeli s šestkomponentnim pedalom (Forped, Cycling Science, d. o. o., Ljubljana, Slovenija) ter uporabo programa Motive (Motive, Corvallis, Oregon, ZDA). Frekvenca zajema kinematičnih podatkov je bila 100 Hz, medtem ko je bila frekvenca zajema kinetike (sile in navori) 224 Hz. Nato smo podatke obdelali v prilagojeni skripti, napisani v Matlabu (MathWorks R2020a, Inc., Natick, MA, ZDA, 2020). Vsi podatki so bili sinhronizirani in poravnani na 100 Hz ter frekvenčno filtrirani (mejna frekvenca kinetike 8 Hz, kinematike 12 Hz, Butterworth, četrti red).

Povprečne vrednosti in standardni odklon obeh preiskovancev bodo prikazani v primerjavi med dolžinama gonilk 160 mm in 172 mm. Primerjava bo narejena za 175 W in za 225 W.

Načrt raziskave

Za sledenje sprememb položaja telesa v prostoru smo namestili 18 markerjev na anatomskih točkah segmentov, kot je prikazano na Sliki 1. Markerje na levi in desni zgornji sprednji ilialni kosti (ASIS), križnici (med petim ledvenim vretencem in križnico), medialnem kondilu in maleolu ter prvi stopalnici smo namestili samo v kalibracijski fazi, medtem ko so bili markerji na trohanteru, sredini stegna, lateralnem kondilu in maleolu, glavi mečnice, grčavini, peti stopalnici, najdaljšem prstu ter trije markerji na pedal nameščeni ves čas meritev. Na Sliki 1 so prikazani koordinatni sistemi posameznih segmentov s središčem v masnem središču segmenta (CoM).

Potrebovali smo še inercialne (Yeadon in Morlock, 1989) in antropometrijske (Winter, 2009) lastnosti segmentov, CoM in maso



Slika 1. Položaji markerjev in koordinatnih sistemov segmentov

segmentov, medtem ko smo dolžine segmentov izračunali s pomočjo markerjev med sklepni središči; te smo izračunali v kalibracijski fazi kot razdaljo med dvema 3D-vektorjema v prostoru. Sile in navori v gležnju, kolenu in kolk ter pedalu smo izračunali z uporabo 3D-modela, ki je opisan drugje (Kozlovič, Šarabon in Fonda, 2021). Patelofemoralno in tibiofemoralno kompresijsko ter tibiofemoralno strižno silo smo izračunali po Biniju (Bini, 2012). Dodatno smo izračunali še spremenljivke: moč v sklepih, navor na gonilki, sila rezultante, učinkovita sila (sila na tangento) in indeks učinkovitosti. Vse sile so izražene v newtonih (N), navori v newtonmetrih (Nm), moči v vatih (W).

Sila rezultante je definirana kot kvadrat korena vseh sil:

$$F_r = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}, \quad (1)$$

pri čemer je F_r sila rezultante, F_x , F_y in F_z so sile na pedalu v smeri x , y in z .

Učinkovita sila je definirana kot:

$$F_t = F_x \sin(90 + CA - PA) - F_z \cos(90 + CA - PA), \quad (2)$$

pri čemer je učinkovita sila, F_x in F_z sta sili na pedalu v smer x in z , CA in PA pa kota gonilke in pedala v stopinjah. Kot gonilke je definiran kot kot od zgornje mrtve točke v smeri urnega kazalca, medtem ko je kot pedala definiran kot naklon glede na horizontalno ravnino.

Indeks učinkovitosti je definiran kot razmerje impulza med učinkovito silo in im-

pulza med silo rezultante skozi celoten obrat:

$$IE = \frac{\int_0^{360} F_t}{\int_0^{360} F_r} d\theta. \quad (3)$$

Navor na gonilki je definiran kot produkt med učinkovito silo in dolžino gonilke:

$$T = F_t * C_l, \quad (4)$$

pri čemer je C_l dolžina gonilke v metrih in T navor na gonilki.

Moč je definirana kot produkt med kotno hitrostjo in navorom:

$$P = \omega * T, \quad (5)$$

pri čemer je P moč, kotna hitrost v radianih na sekundo (rad/s) in T navor.

Najvišje vrednosti sil in navorov bomo izračunali z uporabo povprečnega zgornjega decila:

$$decil = (max - min) * 0.9 + min \quad (6)$$

Rezultati

V Tabeli 1 je prikazana primerjava na pedalu, ki ne kaže večjih sprememb pri navorih ne glede na dolžino gonilke. Medtem ko

so sile pri 175 W večje pri daljši gonilki, so pri 225 W večje pri krajši gonilki. Pri primerjavi med obremenitvami pri krajši gonilki opazimo, da se je pri najmanjši normalni sili standardni odklon povečal za 25 % in zmanjšal za 20 % pri največji normalni sili, medtem ko se je pri najmanjši in največji tangencialni sili povečal za 53 % oz. 58 %, kar nakazuje večjo variabilnost med preiskovancema pri različnih obremenitvah. Medialna in lateralna sila v čelni ravnini je relativno nespremenjena ne glede na obremenitev. Dolžina gonilke prav tako ni vplivala na najmanjšo silo pravokotno na pedal, medtem ko je največja pravokotna sila na pedal višja pri krajši gonilki.

Primerjava sil in navorov v gležnju je prikazana v Tabeli 2. Opazimo, da dolžina gonilke in obremenitev ne vplivata na napore. Pri anteriorni in posteriorni sili v bočni ravnini opazimo, da je anteriorna sila višja pri manjši obremenitvi in daljši gonilki. Medtem ko je pri večji obremenitvi obratno. Posledica tega je lahko večja variabilnost sil pri krajši gonilki, saj se je standardni odklon

Tabela 1

Največje sile (N) in navori (Nm) na pedalu: Tx je navor v smeri everzije (+ Tx) in inverzije (- Tx) stopala na pedalu v čelni ravnini; Ty je navor okrog osi pedala v bočni ravnini (+ Ty v nasprotni smeri urnega kazalca; - Ty je v smeri urnega kazalca); Tz je navor, ki ga generira notranja (+ Tz) in zunanja (- Tz) rotacija stopala na pedalu v prečni ravnini; Fx je tangencialna sila v bočni ravnini (+ Fx je usmerjena naprej; - Fx je usmerjena nazaj); Fz je sila, pravokotna na pedal v bočni ravnini (+ Fz je usmerjena navzgor; - Fz je usmerjena navzdol); Fy je medialna (+ Fy) in lateralna (- Fy) sila v čelni ravnini; prikazane so povprečne $\pm$ SD vrednosti za oba preiskovanca

P (W)	175						225					
CL (mm)	160			172			160			172		
Tx												
+ Tx	0.30	±	0.6	0.20	±	0.6	0.07	±	0.6	0.23	±	0.5
− Tx	−1.02	±	0.9	−1.21	±	0.9	−1.35	±	0.8	−1.14	±	0.8
Ty												
+ Ty	0.21	±	0.2	0.13	±	0.2	0.37	±	0.3	0.30	±	0.2
− Ty	−1.13	±	0.1	−1.16	±	0.0	−1.14	±	0.1	−1.13	±	0.1
Tz												
+ Tz	0.07	±	1.0	0.01	±	1.1	0.20	±	1.2	0.35	±	1.2
− Tz	−1.62	±	1.3	−1.73	±	1.1	−1.84	±	1.3	−1.52	±	1.2
Fx												
+ Fx	55.40	±	11.5	58.49	±	13.9	61.93	±	18.2	57.09	±	13.0
− Fx	−7.09	±	13.3	−2.37	±	14.8	−11.66	±	20.4	−8.73	±	14.3
Fy												
+ Fy	5.44	±	5.5	6.52	±	5.5	5.71	±	3.9	5.01	±	5.0
− Fy	−28.48	±	0.6	−28.45	±	2.1	−39.36	±	1.3	−38.16	±	1.2
Fz												
+ Fz	−27.89	±	30.9	−41.11	±	29.1	−27.12	±	24.7	−30.00	±	25.9
− Fz	−254.79	±	38.6	−258.84	±	41.3	−303.94	±	48.5	−300.60	±	39.6

Tabela 2

Največje in najmanjše sile in navori v gležnju: Tx je navor v smeri everzije (+ Tx) in inverzije (– Tx) stopala v čelni ravnini; Ty je navor v smeri upogiba (+ Ty) in iztega (– Ty) stopala v bočni ravnini; Tz je navor v smeri notranje (+ Tz) in zunanje (– Tz) rotacije stopala v prečni ravnini; Fx je anteriorna (+ Fx) in posteriorna (– Fx) sila v bočni ravnini; Fz je vzdolžna sila med točko pritiska na pedal v središčem gležnja (+ Fz je usmerjena proksimalno in – Fz distalno); Fy je medialna (+ Fy) in lateralna (– Fy) sila v čelni ravnini; prikazane so povprečne $\pm$ SD vrednosti za oba preiskovanca

P (W)	175						225					
CL (mm)	160			172			160			172		
Tx												
+ Tx	−0.18	± 0.4	0.17	± 0.1	−0.21	± 0.3	−0.02	± 0.1				
− Tx	−5.37	± 2.4	−5.75	± 2.4	−6.97	± 2.9	−6.56	± 2.9				
Ty												
+ Ty	15.71	± 2.9	16.13	± 3.2	19.27	± 3.8	18.77	± 3.0				
− Ty	3.07	± 2.5	4.16	± 2.2	2.98	± 2.1	3.38	± 2.0				
Tz												
+ Tz	0.12	± 1.0	0.09	± 1.1	−0.06	± 0.9	0.33	± 1.1				
− Tz	−1.51	± 1.5	−1.68	± 1.5	−1.73	± 1.5	−1.51	± 1.4				
Fx												
+ Fx	212.10	± 35.8	217.46	± 38.2	252.86	± 48.9	246.74	± 35.9				
− Fx	32.72	± 29.9	45.43	± 25.1	32.91	± 25.4	36.51	± 24.5				
Fy												
+ Fy	65.93	± 16.8	70.24	± 18.6	86.23	± 17.8	82.49	± 21.9				
− Fy	2.53	± 1.2	3.30	± 0.9	1.56	± 1.0	1.55	± 1.2				
Fz												
+ Fz	97.47	± 15.2	97.61	± 11.0	122.80	± 7.6	120.56	± 15.0				
− Fz	1.81	± 13.4	7.79	± 13.0	0.74	± 11.3	3.42	± 12.4				

Tabela 3

Največje in najmanjše sile in navori v kolenu: Tx je navor v smeri primika (+ Tx) in odmika (– Tx) goleni v čelni ravnini; Ty je navor v smeri upogiba (+ Ty) in iztega (– Ty) goleni v bočni ravnini; Tz je navor v smeri notranje (+ Tz) in zunanje (– Tz) rotacije goleni v prečni ravnini; Fx je anteriorna (+ Fx) in posteriorna (– Fx) sila v bočni ravnini; Fz je vzdolžna sila med središčem gležnja in središčem kolena (+ Fz je usmerjena proksimalno in – Fz distalno); Fy je medialna (+ Fy) in lateralna (– Fy) sila v čelni ravnini; prikazane so povprečne $\pm$ SD vrednosti za oba preiskovanca

P (W)	175						225					
CL (mm)	160			172			160			172		
Tx												
+ Tx	5.98	±	1.0	6.15	±	0.5	7.49	±	1.2	7.75	±	1.0
– Tx	0.68	±	0.3	0.67	±	0.3	0.41	±	0.6	0.25	±	0.7
Ty												
+ Ty	17.67	±	3.5	16.93	±	3.2	20.60	±	4.1	20.14	±	3.1
– Ty	–2.43	±	1.1	–2.36	±	1.1	–2.12	±	0.8	–2.40	±	0.9
Tz												
+ Tz	2.63	±	0.8	2.84	±	0.9	3.13	±	1.1	3.61	±	1.0
– Tz	–0.24	±	0.4	–0.11	±	0.2	–0.18	±	0.6	–0.09	±	0.4
Fx												
+ Fx	72.19	±	14.8	74.74	±	16.7	89.72	±	18.5	87.57	±	13.8
– Fx	–6.14	±	9.8	–0.08	±	5.7	–7.01	±	10.2	–4.65	±	7.2
Fy												
+ Fy	30.76	±	10.6	30.33	±	6.8	32.65	±	11.5	30.21	±	6.0
– Fy	–1.13	±	3.9	–1.13	±	2.6	–0.68	±	1.6	–1.79	±	3.4
Fz												
+ Fz	–19.22	±	21.8	–29.24	±	9.7	–23.14	±	21.5	–23.77	±	9.2
– Fz	–171.04	±	18.5	–164.34	±	23.9	–218.72	±	28.9	–208.50	±	20.2

povečal za 35 %. Posteriorna sila je večja pri daljši gonilki ne glede na obremenitev. Prav tako opazimo, da se je pri višji obremenitvi in daljši gonilki ta sila zmanjšala za 9 N v primerjavi z nižjo obremenitvijo, medtem ko obremenitev ni vplivala na silo pri krajši gonilki. Medialna in lateralna sila v čelni ravnini sta višji pri manjši obremenitvi in daljši gonilki, medtem ko je pri višji obremenitvi obratno. Prav tako se največja in najmanjša vzdolžna sila ni spreminjala.

Primerjava sil in navorov v kolenu je prikazana v Tabeli 3. Navor v smeri odmika goleni v čelni ravnini je višji pri daljši gonilki ne glede na obremenitev, pri čemer je standardni odklon relativno isti, medtem ko je navor v smeri primika goleni višji pri krajši gonilki. Navor v smeri upogiba goleni v bočni ravnini je višji pri krajši gonilki ne glede na obremenitev. Navor v smeri iztega goleni v bočni ravnini je višji na nižji obremenitvi in krajši gonilki, medtem ko je pri višji obremenitvi ta navor višji pri daljši gonilki, kar je lahko posledica večjega obsega giba v kolenu pri daljši gonilki. Notranji navor goleni v prečni ravnini je višji pri daljši gonilki, medtem ko je zunanji navor goleni višji pri krajši gonilki. Pri silah lahko izpostavimo medialno silo goleni v čelni ravnini, ki je višja pri krajši gonilki ne glede na obremenitev. Podobno kot na pedalju je največja aksialna sila nižja pri krajši gonilki. Najmanjša aksialna sila je višja pri krajši gonilki, kar je ravno obratno z izmerjenimi silami na pedalju. Čeprav je največja vzdolžna sila v pasivni fazi manjša pri krajši gonilki, je v fazi potiska najmanjša vzdolžna sila višja prav tako pri krajši gonilki. Do tega lahko pride, ker koordinatni sistem kolena ni vzporeden s koordinatnim sistemom na pedalju. Posledično anteriorna in posteriorna ter vzdolžna sila v kolenu vplivata na ti isti sili na pedalju.

Primerjava sil in navorov v kolku je prikazana v Tabeli 4. Opazimo, da so navori višji pri daljši gonilki, medtem ko so najmanjši navori višji samo pri večji obremenitvi z izjemo notranjega in zunanjega navora. Pri anteriorni in posteriorni ter medialni in lateralni sili so sile višje pri daljši gonilki z izjemo največje anteriorne sile pri večji obremenitvi, kjer je sila višja pri daljši gonilki. Aksialna sila je višja pri krajši gonilki ne glede na obremenitev. Pomembno je izpostaviti, da so sile in navori v kolku prikazani v lokalnem koordinatnem sistemu stegna, pri čemer se položaj tega sistema nenehno spreminja glede na kot gonilke (Kozlovič idr., 2021) four kinematics clusters

Tabela 4

Največje in najmanjše sile in navori v kolku: Tx je navor v smeri primika (+ Tx) in odmika (– Tx) stegna v čelni ravnini; Ty je navor v smeri upogiba (+ Ty) in iztega (– Ty) stegna v bočni ravnini; Tz je navor v smeri notranje (+ Tz) in zunanje (– Tz) rotacije stegna v prečni ravnini; Fx je anteriorna (+ Fx) in posteriorna (– Fx) sila v bočni ravnini; Fz je vzdolžna sila med središčem kolena in kolka (+ Fz je usmerjena proksimalno in – Fz distalno); Fy je medialna (+ Fy) in lateralna (– Fy) sila v čelni ravnini; prikazane so povprečne $\pm$ SD vrednosti za oba preiskovanca

P (W)	175				225			
CL (mm)	160		172		160		172	
Tx								
+Tx	8.07	± 4.8	9.88	± 5.8	7.51	± 5.5	7.87	± 4.8
-Tx	-6.73	± 2.1	-6.44	± 2.3	-9.72	± 2.1	-10.32	± 1.9
Ty								
+Ty	30.80	± 8.0	33.29	± 7.4	32.70	± 6.1	34.60	± 6.6
-Ty	-4.46	± 1.9	-3.95	± 0.5	-4.25	± 1.2	-4.80	± 1.4
Tz								
+Tz	5.22	± 1.6	5.31	± 1.3	6.15	± 2.1	6.20	± 1.5
-Tz	0.01	± 0.2	-0.26	± 0.4	-0.18	± 0.2	-0.01	± 0.2
Fx								
+Fx	58.79	± 4.7	59.63	± 19.9	55.02	± 7.6	54.94	± 15.0
-Fx	-51.66	± 6.6	-56.12	± 21.3	-83.39	± 11.6	-84.87	± 15.9
Fy								
+Fy	41.64	± 14.8	49.56	± 23.5	47.08	± 17.0	49.15	± 17.1
-Fy	-12.66	± 2.7	-16.94	± 2.3	-13.99	± 7.0	-16.45	± 6.7
Fz								
+Fz	54.53	± 6.6	54.19	± 11.0	54.36	± 6.6	49.82	± 8.1
-Fz	-99.20	± 14.2	-89.58	± 16.5	-141.60	± 23.9	-131.52	± 11.0

and three pedal markers were used, integrated with a 6-component force/torque pedal dynamometer. Seven subjects performed one five-minute trial on 75% of their maximum power at fixed cadence of 85 rpms. Data from two consecutive samples of the same cycling trial (first and last minute.

V Tabeli 6 so prikazane spremenljivke, ki vplivajo na zmogljivost in poškodbe med kolesarjenjem. Kljub isti obremenitvi je največji navor na gonilki pri daljši gonilki višji za ~ 8 % ne glede na obremenitev. Opazimo, da je pri višji obremenitvi več negativnega navora pri krajši gonilki, kar lahko negativno vpliva na zmogljivost. Ne glede na to je največji navor nižji v primerjavi z daljšo gonilko. Pri največji skupni sili je variabilnost podatkov velika, saj je standardni odklon 40,5–50,3, medtem ko je najmanjša sila nižja pri krajši gonilki ne glede na obremenitev. Višja pozitivna učinkovita sila se pojavi pri daljši gonilki, medtem ko se višja negativna sila pojavi pri krajši gonilki. Posledica tega je višji indeks učinkovitosti v fazi potiska pri daljši gonilki, medtem ko je skozi celoten obrat učinkovitost višja pri krajši gonilki in nižji obremenitvi. Pozitivna moč

Tabela 5

Druge opazovane spremenljivke

P (W)	175				225							
CL (mm)	160		172		160		172					
Navor na gonilki												
Največji (Nm)	36.90	±	11.6	41.40	±	9.8	42.01	±	16.1	43.68	±	11.8
Najmanjši (Nm)	-11.18	±	1.8	-12.80	±	0.4	-10.46	±	2.1	-9.97	±	2.8
Skupna sila (rezultanta)												
Največja (N)	259.11	±	40.5	263.95	±	43.6	309.39	±	50.3	305.06	±	40.7
Najmanjša (N)	36.61	±	23.2	45.33	±	24.4	35.03	±	18.9	37.38	±	19.5
Učinkovita sila												
Največja (N)	214.56	±	67.4	240.68	±	57.0	244.24	±	93.5	253.93	±	68.4
Najmanjša (N)	-64.99	±	10.3	-24.89	±	85.9	-60.79	±	12.2	-57.99	±	16.1
Učinkovitost												
Celoten obrat (0°–360°)	24.18	±	3.6	23.67	±	7.9	28.27	±	5.2	32.79	±	1.9
Faza potiska (0°–180°)	61.65	±	9.5	65.37	±	6.9	62.06	±	10.8	68.32	±	4.0
Moč v gležnju												
Največja (W)	11.75	±	1.6	12.79	±	3.6	13.94	±	1.5	18.48	±	7.7
Najmanjša (W)	-39.59	±	11.4	-32.64	±	4.3	-44.28	±	9.4	-42.99	±	5.8
Moč v kolenu												
Največja (W)	51.61	±	12.6	52.71	±	6.3	59.08	±	11.7	58.95	±	1.9
Najmanjša (W)	-14.09	±	5.1	-13.83	±	4.7	-18.10	±	6.6	-16.93	±	6.7
Moč v kolku												
Največja (W)	98.20	±	18.6	113.26	±	16.3	110.79	±	19.4	123.67	±	15.0
Najmanjša (W)	-51.32	±	10.3	-61.91	±	5.2	-51.17	±	9.8	-57.90	±	3.8
Patelofemoralna sila (N)	124.36	±	3.2	136.71	±	7.8	144.43	±	6.2	163.30	±	5.9
Tibiofemoralni sili												
Strižna (N)	65.60	±	17.4	67.48	±	17.0	81.75	±	20.6	80.67	±	15.0
Kompresijska (N)	101.40	±	12.2	93.34	±	19.4	134.96	±	18.3	120.65	±	15.5
Najmanjši kot kolena (°)	39.39	±	4.1	38.70	±	3.7	38.61	±	2.9	38.78	±	4.0

v gležnju je višja pri daljši gonilki, medtem ko je negativna moč višja pri krajši gonilki. Podobno velja za koleno. V kolku pa je tako največja kot najmanjša moč višja pri daljši gonilki. Dolžina gonilke je izrazito vplivala na patelofemoralno kompresijsko silo, ki je višja pri daljši gonilki, pri čemer je bila pri nižji obremenitvi višja za 10 %, medtem ko je bila pri višji obremenitvi ta razlika še višja, in sicer 13 %. Tibiofemoralna strižna sila je bila približno ista pri vseh pogojih, medtem ko je bila tibiofemoralna kompresijska sila višja pri krajši gonilki za 10 % (175 W) oz. 11 % (225 W). Najmanjši kot v kolenu se ni pomembno spremenil, kar je lahko posledica prilagajanja višine sedeža glede na dolžino gonilke.

Razprava

Namen te študije primera je bil preučiti vpliv dolžine gonilke na biomehanske parametre med kolesarjenjem. Poleg neto sil v sklepih spodnjih okončin so bili prikazani tudi drugi parametri, ki vplivajo na zmogljivost in poškodbe.

Neto sklepne sile se niso opazneje spreminjale glede na dolžino gonilke in moč. Pomembno je izpostaviti višjo strižno silo v kolku pri daljši gonilki, ki ima potencialne biomehanske lastnosti na nastanek poškodb v kolčnem sklepu zaradi prekomerne obrabe (Wadsworth in Weinrauch, 2019). Na poškodbe kolčnega sklepa lahko vpliva tudi večji obseg giba v kolku (Wadsworth in Weinrauch, 2019), do katerega prihaja z uporabo daljše gonilke (Barratt idr., 2016; Ferrer-Roca idr., 2017; MacDermid in Edwards, 2010).

Koleno je najbolj dovzetno za poškodbe zaradi prekomerne obrabe (Callaghan, 2005), pri čemer sta notranji in zunanji navor v prečni ravnini ter navora v smeri odmika in primika goleni v čelni ravnini primarna mehanizma za nastanek poškodb (Bini in Flores-Bini, 2018). Rezultati te študije nakazujejo, da se notranji navor v prečni ravnini in navora v smeri odmika in primika goleni v čelni ravnini niža pri krajši gonilki. Z biomehanskega vidika nižji navori pomenijo manjše tveganje za nastanek poškodb zaradi prekomerne obrabe v kolenskem sklepu.

V prejšnjih študijah so spremembe v sklepnih reakcijskih silah v kolenu raziskali predvsem z vidika spreminjanja položaja sedeža (naprej/nazaj). Novejše študije ne ugotavljajo povezave med nastavitvijo sedeža naprej in višjo patelofemoralno kompresijsko silo in tibiofemoralno kompresijsko silo

(Menard idr., 2020) oz. je ta le minimalna (Bini idr., 2013), kar je v nasprotju s prejšnjimi smernicami (Callaghan, 2005). Prav tako ugotavljajo, da se je pri nastavitvi sedeža nazaj tibiofemoralna kompresijska sila zvišala za 15 % v primerjavi z nastavitvijo sedeža naprej (Menard idr., 2020), pri čemer tega v prejšnjih raziskavah niso opazili (Bini idr., 2013). Predlagajo, da se v nadaljnjih študijah preuči vpliv drugih nastavitev, kot je dolžina gonilke. V tej študiji opazimo, da sta tibiofemoralna kompresijska sila in neto sklepna sila v kolenu večji pri krajši gonilki. To je lahko posledica dolžine gonilke, pri kateri je treba proizvesti več sile, da ustvarimo isto moč. Na drugi strani opazimo 10–13 % višjo patelofemoralno kompresijsko silo pri daljši gonilki. V študijah še ugotavljajo, da je višja patelofemoralna kompresijska sila povezana tudi z nižjo višino sedeža; ta sila vpliva na bolečino v sprednjem delu kolena (Callaghan, 2005; Mellion, 1991). Kljub višji patelofemoralni kompresijski sili pri daljši gonilki predvidevajo, da se to pojavi zaradi spremenjene kinematike v spodnjih ekstremitetah in ne samo zaradi dolžine gonilke (Gatti idr., 2021); predvsem zaradi večjega obsega giba v kolku in kolenu (Ferrer-Roca idr., 2017).

V prejšnji študiji so Barratt in sodelavci (2011) pokazali, da dolžina gonilke in višja kadenca skupaj statistično značilno vplivata na sklepno moč, medtem ko samo dolžina gonilke ne vpliva statistično značilno na sklepno moč (Barratt idr., 2011). Rezultati te študije se ujemajo s prejšnjo raziskavo. Opazili smo neznatno višjo sklepno moč v kolku, ki je višja pri daljši gonilki.

Največji navor na gonilki je za 10 % višji pri nižji obremenitvi in daljši gonilki in 5 % višji pri višji obremenitvi in daljši gonilki. Višji največji navor pri daljši gonilki so v prejšnji študiji opazili tudi Ferrer-Roca in sodelavci (Ferrer-Roca idr., 2017).

Najmanjša skupna in učinkovita sila je nižja pri krajši gonilki, kar bi lahko bila posledica dolžine gonilke, ki zaradi manjšega obsega giba v pasivni fazi obrata ustvari manj negativne sile na pedal. Prav tako je pri krajši gonilki največja učinkovita sila nižja v primerjavi z daljšo gonilko. Ker je to prva študija, ki je preučevala učinkovito silo in indeks učinkovitosti pri različnih dolžinah gonilk, je treba to potrditi na večjem številu preiskovancev, saj rezultati pri različnih obremenitvah niso enotni.

Kljub rezultatom v prejšnjih raziskavah, ki enotno ne podpirajo uporabe krajše ali

daljše gonilke, se pojavljajo pomembne biomehanske spremembe, ki vplivajo na vzorec mišične koordinacije. Mileva in Turner (2003) sta pokazala, da je daljša gonilka (195 proti 155 mm) znatno zmanjšala amplitudo EMG-mišice biceps femoris, medtem ko sta se amplitudi tibialis anterior in soleus povečali. Pri mišici rectus femoris ni bilo sprememb (Mileva in Turner, 2003).

Rezultati v tej študiji primera temeljijo na dveh preiskovancih, zato ne moremo statistično potrditi ali ovreči uporabe krajše oz. daljše gonilke, kar je največja omejitev študije. Zaradi tega so rezultati analizirani kot povprečje dveh preiskovancev s standardnim odklonom.

Zaključek

V študiji smo uspešno pokazali, kako dolžina gonilke vpliva na biomehanske parametre med kolesarjenjem. Kljub majhnim razlikam posamezne spremenljivke favorizirajo krajšo gonilko. Občutna razlika je v patelofemoralni sili, ki je višja pri daljši gonilki. Še več, navor v smeri odmika in primika goleni v čelni ravnini ter notranji in zunanji navor goleni v prečni ravnini favorizirata krajšo gonilko predvsem z vidika poškodb zaradi prekomerne obrabe. Rezultati te študije nakazujejo potencialno praktično uporabnost krajše gonilke med kolesarjenjem in v rehabilitaciji z namenom razbremenjevanja določene komponente v sklepu (predvsem v kolenskem sklepu).

Literatura

1. Asplund, Chad, in Patrick St Pierre. 2004. "Knee Pain and Bicycling: Fitting Concepts for Clinicians." *The Physician and Sportsmedicine*. doi: 10.3810/psm.2004.04.201
2. Barratt, Paul R., Thomas Korff, Steve J. Elmer, in James C. Martin. 2011. "Effect of Crank Length on Joint-Specific Power during Maximal Cycling." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43(9). doi: 10.1249/mss.0b013e3182125e96
3. Barratt, Paul Richard, James C. Martin, Steve J. Elmer, in Thomas Korff. 2016. "Effects of Pedal Speed and Crank Length on Pedaling Mechanics during Submaximal Cycling." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48(4). doi: 10.1249/MSS.0000000000000817
4. Bini, Rodrigo, in Alice Flores-Bini. 2018. "Potential Factors Associated with Knee Pain in Cyclists: A Systematic Review." *Open Access Journal of Sports Medicine*. doi: 10.2147/oaj-sm.s136653

5. Bini, Rodrigo R. 2012. *Patellofemoral and Tibiofemoral Forces in Cyclists and Triathletes: Effects of Saddle Height*. Vol. 1.
6. Bini, Rodrigo Rico, Patria Anne Hume, Fabio Junner Lanferdini, in Marco Aurélio Vaz. 2013. "Effects of Moving Forward or Backward on the Saddle on Knee Joint Forces during Cycling." *Physical Therapy in Sport* 14(1). doi: 10.1016/j.ptsp.2012.02.003
7. Broker, Jeffrey P., in Robert J. Gregor. 1994. "Mechanical Energy Management in Cycling: Source Relations and Energy Expenditure." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(1). doi: 10.1249/00005768-199401000-00012
8. Callaghan, Michael J. 2005. "Lower Body Problems and Injury in Cycling." *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 9(3):226–36.
9. Ferrer-Roca, Ventura, Víctor Rivero-Palomo, Ana Ogueta-Alday, José A. Rodríguez-Marroyo, in Juan García-López. 2017. "Acute Effects of Small Changes in Crank Length on Gross Efficiency and Pedalling Technique during Submaximal Cycling." *Journal of Sports Sciences* 35(14). doi: 10.1080/02640414.2016.1215490
10. Fonda, Borut, in Nejc Šarabon. 2010. "Biomechanics of Cycling (Literature Review)." *Sport Science Review* 19(1):187–210. doi: 10.2478/v10237-011-0012-0
11. Gatti, Anthony A., Peter J. Keir, Michael D. Noseworthy, Marla K. Beauchamp, in Monica R. Maly. 2021. "Hip and Ankle Kinematics Are the Most Important Predictors of Knee Joint Loading during Bicycling." *Journal of Science and Medicine in Sport* 24(1). doi: 10.1016/j.jsams.2020.07.001
12. Hull, M. L., in H. Gonzalez. 1988. "Bivariate Optimization of Pedalling Rate and Crank Arm Length in Cycling." *Journal of Biomechanics* 21(10). doi: 10.1016/0021-9290(88)90016-4
13. Kozlovič, Peter, Nejc Šarabon, in Borut Fonda. 2021. "3D Knee Loading during Stationary Cycling: A Comprehensive Model Development and Reliability Analysis." *Applied Sciences (Switzerland)* 11(2):1–14. doi: 10.3390/app11020528
14. MacDermid, Paul William, in Andrew M. Edwards. 2010. "Influence of Crank Length on Cycle Ergometry Performance of Well-Trained Female Cross-Country Mountain Bike Athletes." *European Journal of Applied Physiology* 108(1). doi: 10.1007/s00421-009-1197-0
15. Martin, J. C., in W. W. Spirduso. 2001. "Determinants of Maximal Cycling Power: Crank Length, Pedaling Rate and Pedal Speed." *European Journal of Applied Physiology* 84(5). doi: 10.1007/s004210100400
16. Martin, James C., in Nicholas A. T. Brown. 2009. "Joint-Specific Power Production and Fatigue during Maximal Cycling." *Journal of Biomechanics* 42(4). doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.015
17. Mellion, Morris B. 1991. "Common Cycling Injuries." *Sports Medicine* 11(1). doi: 10.2165/00007256-199111010-00004
18. Menard, Mathieu, Mathieu Domalain, Arnaud Decatoire, in Patrick Lacouture. 2020. "Influence of Saddle Setback on Knee Joint Forces in Cycling." *Sports Biomechanics* 19(2). doi: 10.1080/14763141.2018.1466906
19. Mileva, Katya, in Duncan Turner. 2003. "Neuromuscular and Biomechanical Coupling in Human Cycling: Adaptations to Changes in Crank Length." *Experimental Brain Research* 152(3). doi: 10.1007/s00221-003-1561-y
20. Mornieux, C., B. Stapelfeldt, A. Collhofer, in A. Belli. 2008. "Effects of Pedal Type and Pull-up Action during Cycling." *International Journal of Sports Medicine* 29(10). doi: 10.1055/s-2008-1038374
21. Theurel, J., M. Crepin, M. Foissac, in J. J. Temprado. 2012. "Effects of Different Pedalling Techniques on Muscle Fatigue and Mechanical Efficiency during Prolonged Cycling." *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 22(6). doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01313.x
22. Tomas, Aleksandar, Emma Z. Ross, in James C. Martin. 2010. "Fatigue during Maximal Sprint Cycling: Unique Role of Cumulative Contraction Cycles." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42(7). doi: 10.1249/MSS.0b013e3181cae2ce
23. Too, Danny, in Gerald E. Landwer. 2000. "The Effect of Pedal Crank Arm Length on Joint Angle and Power Production in Upright Cycle Ergometry." *Journal of Sports Sciences* 18(3). doi: 10.1080/026404100365054
24. Wadsworth, David J. S., in Patrick Weinrauch. 2019. "THE ROLE of a BIKE FIT in CYCLISTS with HIP PAIN. A CLINICAL COMMENTARY." *International Journal of Sports Physical Therapy* 14(3). doi: 10.26603/ijsp20190468
25. Winter, David A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Vol. 2nd.
26. Yeadon, M. R., in M. Morlock. 1989. "The Appropriate Use of Regression Equations for the Estimation of Segmental Inertia Parameters." *Journal of Biomechanics*. doi: 10.1016/0021-9290(89)90018-3

dr. Borut Fonda,
Fonda Sport Performance,
borut@fonda-sp.si