

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

# **DIPLOMSKO DELO**

BORUT FONDA

Ljubljana, 2010



UNIVEZRA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje

Kondicijsko treniranje

**MED-MIŠIČNA KOORDINACIJA PRI KOLESARJENJU  
V KLANEC IN PRI RAZLIČNIH GEOMETRIJSKIH  
NASTAVITVAH KOLESA**

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

doc. dr. Nejc Šarabon, prof. šp. vzg., dipl. fizt.

SOMENTOR:

asist. dr. Igor Štirn, prof. šp. vzg.

KONZULTANT:

doc. dr. Blaž Jereb, prof. šp. vzg.

AVTOR:

BORUT FONDA

Ljubljana, 2010

## Zahvala

Iskreno se zahvaljujem svojemu mentorju, sodelavcu in prijatelju, dr. Nejcu Šarabonu, za nesebično in vsestransko pomoč pri znanstveno-raziskovalnem delu, vodenje pri strokovnem delu in usmerjanje na življenjski poti.

Andreju Panjanu za pomoč pri obdelavi in analizi podatkov.

Mitji Tanciku z ekipo Energija in vsem ostalim, ki so sodelovali v raziskavi.

Družini in puncu Nini za podporo pri študijskih in obštudijskih dejavnostih.

Borut Fonda

**Ključne besede:** med-mišična koordinacija, mišična aktivnost, kolesarjenje, biomehanika, EMG.

## **MED-MIŠIČNA KOORDINACIJA PRI KOLESARJENJU V KLANEC IN PRI RAZLIČNIH GEOMETRIJSKIH NASTAVITVAH KOLESA**

**Borut Fonda**

### **IZVLEČEK**

Kljub velikemu številu študij, ki so uporabljale elektromiografijo (EMG) za preučevanje kolesarjenja, ostaja učinek naklonin odprto vprašanje. Cilj te študije je bil preučiti med-mišično koordinacijo med kolesarjenjem v klanec in naknadno preveriti še učinke spremenjene geometrije kolesa, ki smo jo dosegli s posebej izdelano nastavljivo sedežno oporo. Na 12 dobro treniranih kolesarjih smo opravilo 5 EMG meritev med kolesarjenjem v različnih pogojih; ravnina, 10 % naklona, 10 % naklona s spremenjeno geometrijo kolesa, 20 % naklona in 20 % naklona s spremenjeno geometrijo kolesa. EMG smo spremljali iz osem glavnih mišic nog. V večini dvosklepnih mišic je med 20 % naklona prišlo do statističnih razlik v vzorcu mišične aktivnosti, ki se je ponovno približal vzorcu pridobljenem med ravninskim kolesarjenjem, ko smo spremenili geometrijo kolesa. Rezultati te študije kvantitativno prikazujejo razlike v med-mišični koordinaciji, ki skoraj v celoti izginejo, ko se pod istimi pogoji spremeni geometrija kolesa.

**Keywords:** inter-muscular coordination, muscle activity, cycling, biomechanics, EMG.

## **INTER-MUSCULAR COORDINATION DURING UPHILL CYCLING AND WITH ADJUSTED BIKE GEOMETRY SETTINGS**

**Borut Fonda**

### **ABSTRACT**

Despite the wide use of electromyography (EMG) for studying cycling, there is a paucity of data concerning muscular activity during uphill cycling. The aim of this study was to study the inter-muscular coordination during uphill cycling and additionally, to check the effects of changed bike geometry settings, which were achieved with specially designed adjustable seat post. We performed 5 EMG measurements on twelve highly trained cyclists under different conditions; level, 10 % slope, 10 % slope with changed bike geometry settings, 20 % slope and 20 % slope with changed bike geometry settings. EMG data was monitored from eight main muscles of lower extremity. Muscle activity patterns were statistically significant different in majority of bi-articular muscles but remained almost unchanged when bike geometry settings were applied. Results of this study quantitatively show differences in inter-muscular coordination during uphill cycling, which cease to exist almost in total when, under the same conditions, bike geometry optimization is applied.

# KAZALO

OZNAKE.....	9
1. UVOD .....	10
1.1.    POJASNITEV NEKATERIH OSNOVNIH POJMOV .....	12
1.2.    MEHANSKE SILE IN NAVOR MED KOLESARJENJEM .....	14
1.3.    GIBANJE IN OBREMENTITVE SKLEPOV .....	17
1.4.    MIŠIČNA AKTIVNOST MED KOLESARJENJEM .....	20
1.5.    PREDMET IN PROBLEM .....	32
1.5.1.    BIOMEHANSKE SPREMEMBE PRI KOLESARJENJU V KLANEC.....	32
1.5.2.    NASTAVLJIVA SEDEŽNA OPORA.....	33
1.6.    CILJI RAZISKAVE .....	35
1.7.    DELOVNE HIPOTEZE .....	36
2. METODE.....	37
2.1.    MERJENCI .....	37
2.2.    MERILNA OPREMA .....	37
2.3.    POTEK MERITEV .....	38
2.4.    STATISTIČNA OBDELAVA .....	40
3. REZULTATI.....	42
3.1.    RAZLIKE MED RAVNINO IN 10% TER 20% NAKLONA .....	42
3.2.    RAZLIKE V MIŠIČNI AKTIVACIJI PRI SPREMENJENIH GEOMETRIJSKIH NASTAVITVAH MED VOŽNJO V KLANEC .....	44
3.3.    PRIMERJAVE POVPREČNIH SIGNALOV .....	48
3.3.1.    TIBIALIS ANTERIOR .....	48
3.3.2.    SOLEUS .....	49
3.3.3.    GASTROCNEMIUS .....	50
3.3.4.    VASTUS LATERALIS in VASTUS MEDIALIS .....	51

3.3.5. RECTUS FEMORIS .....	52
3.3.6. BICEPS FEMORIS.....	53
3.3.7. GLUTEUS MAXIMUS .....	54
4. RAZPRAVA .....	56
4.1. DVOSKLEPNE MIŠICE .....	57
4.2. ENOSKLEPNE MIŠICE .....	60
4.3. PRIMERJAVE Z DRUGIMI ŠTUDIAMI .....	60
5. SKLEP .....	62
6. VIRI.....	63



## **OZNAKE**

*10%* - 10 % naklona

*10%NSO* – 10 % naklona s spremenjeno geometrijo kolesa

*20%* - 20 % naklona

*20%NSO* – 20 % naklona s spremenjeno geometrijo kolesa

ACL – sprednja križna vez

BF – biceps femoris

EMG - elektromiografija

ES – erector spinae

$F_C$  - centrifugalna sila

$F_T$  - tangencialna sila

GC - gastrocnemius

GM – gluteus maximus

IP – iliopsos

M – navor

NSO – nastavljiva sedežna opora

*R* - ravnina

RANOVA – analiza variance za ponovljiva merjenja

RF – rectus femoris

ROM – obseg gibanja

SMC – spodnji mrtvi center ( $180^\circ$ )

SO - soleus

VL – vastus lateralis

TA – tibialis anterior

VM – vastus medialis

ZMC – zgornji mrtvi center ( $0^\circ$ )

## 1. UVOD

Kolesarjenje je v zadnjih letih postalo eden izmed najbolj priljubljenih športov po celem svetu. S tem, ko so se ljudje vse bolj vključevali v ta šport, je naraslo tudi število poškodb in posledično potreb po podrobnejšemu razumevanju obremenitev telesa med to kompleksno gibalno/športno aktivnostjo. Da bi ugotovili najprimernejši način vadbe, so se znanstveniki lotili preučevanja kolesarjenja z različnimi metodami. Laboratorijsko raziskovanje kolesarjenja se je začelo že v začetku 20. stoletja, ko je bil razvit prvi kolesarski ergometer (Krogh & Lindhard, 1913). Kolesarski ergometer zaradi standardiziranih obremenitev omogoča enostavno preučevanje gibalnega vzorca v laboratorijskih pogojih. Z ergometrom je mogoč natančen nadzor obremenitve, kar se poleg testno-diagnostičnih metod, s pridom izkorišča tudi v druge namene (npr. vadbene) njegove uporabe. Razvoj se od takrat dalje ni ustavil in izpopolnjevanje merilne tehnologije se nadaljuje še danes. Sodobni ergometri omogočajo zelo precizno nastavljanje obremenitve in kasnejšo nazorno analizo s podatki, ki se lahko neposredno prenašajo na računalnik. Z ergometri se razvija tudi programska oprema, ki podatke iz ergometrov zajema in omogoča kasnejšo podrobno analizo. Tehnološki napredek pa ni in ne nastaja le zaradi raziskovanja, ampak tudi zaradi predpisovanja najprimernejše vadbe, katere cilj je bodisi preventiva bodisi kurativa mnogih bolezenskih in post-operativnih stanj ter vadbe za izboljšanje kolesarske pripravljenosti pri tekmovalcih in rekreativcih. Bertucci, Frederic Grappe, & Gros Lambert (2007) so menili, da se laboratorijski testi razlikujejo od kolesarjenja na prostem, zato so opravili študijo, kjer so preučevali razlike med laboratorijskimi in realnimi pogoji kolesarjenja ter dokazali ravno nasprotno, kot so menili, saj se profili navora gonilke niso razlikovali. Posledično so dokazali, da laboratorijsko kolesarjenje dobro opiše tudi realno kolesarjenje.

Raziskovanja v kolesarstvu so se v začetku lotili fiziologi, ki jih je zanimal predvsem kardio-vaskularno-respiratorni vidik proučevanja; pri tem pa so nastajale številne dileme o metabolnih dogajanjih med obremenitvijo. Razvili so vrsto testov, ki že v laboratoriju lahko dobro definirajo kondicijsko pripravljenost in pokažejo šibke točke posameznika, katere lahko kolesar

potem tudi izboljša in s tem dvigne raven svojih sposobnosti ter učinkovitosti. Dobro poznavanje človekovega delovanja je omogočalo, da so poiskali območja intenzivnosti za treninge ciljnih motoričnih sposobnosti. Lahko se reče, da so pri raziskovanju fiziologije kolesarja in uvedbi večstopenjskih obremenilnih testov postavili mejnik raziskovanja fizioloških odzivov med naporom. Testi v fizioloških laboratorijih so še danes stalnica pri preverbah posameznikove telesne pripravljenosti.

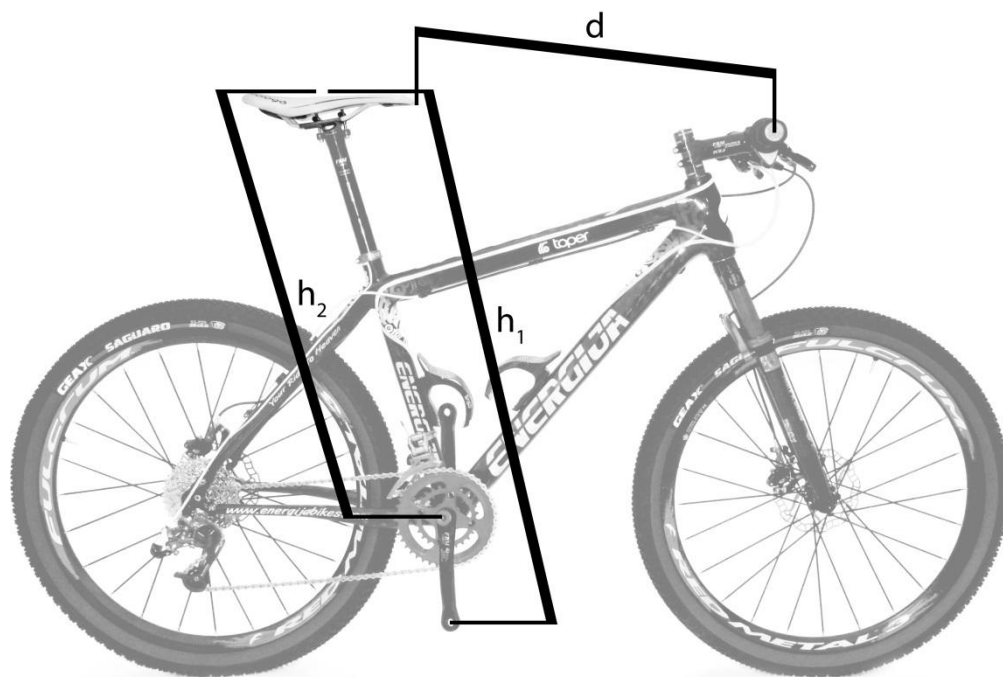
Kolesarjenje je eden izmed najbolj varnih nekontaktnih športov, saj je dejstvo, da so med kolesarjenjem sklepi obremenjeni skoraj neodvisno od kolesarjeve telesne teže. Kolesar namreč sedi na sedežu, kar se s pridom lahko izkorišča tudi za hujšanje pri težjih ljudeh. Zaradi majhnih obremenitev sklepov je kolesarjenje priporočljivo že v zgodnjih fazah post-operativne in post-travmatske rehabilitacije gibalnega aparata, saj z relativno velikim mišičnim naprežanjem lahko zelo malo obremenimo poškodovan sklep. Pri zasledovanju teh ciljev nam je lahko v pomoč tudi prilagajanje geometrijskih nastavitev kolesa, saj s tem lahko močno vplivamo na obremenjenost sklepov. Te spremembe bi morali dobro poznati strokovni delavci v rehabilitaciji, kadar želijo ohraniti ali izboljšati poškodovančevu moč in vzdržljivost, ob tem pa ne izpostaviti poškodovanega sklepa prevelikemu mehanskemu stresu. Ericson & Nisell, (1986) sta predlagala, da bi morala pri poškodbi sprednje križne vezi (ACL) rehabilitacija potekati po naslednjem vrstnem redu: hoja s pomočjo bergel, kolesarjenje, normalna hoja, počasen tek, normalen tek. To sta sklepala na podlagi rezultatov, ki sta jih dobila iz študije, kjer so preučevali biomehanske obremenitve kolenskega sklepa. Rezultate sta primerjala s tistimi, ki sta jih dobila iz drugih študij, ki so se ukvarjale z obremenitvami sklepov pri drugih vsakdanjih aktivnostih, kot so hoja, hoja po stopnicah, vstajanje iz stola ali dvigovanje bremen s tal. Do podobnih ugotovitev so prišli avtorji tudi pri drugih študijah, kjer so preučevali obremenitve sklepov (Ericson, 1986; Ericson, Bratt, Nisell, Németh, & Ekholm, 1986; Ericson, Ekholm, Svensson, & Nisell, 1985; Ericson & Nisell, 1986, 1987). Ena izmed dobrih lastnosti kolesarjenja je, da se s spreminjanjem geometrije kolesa lahko vplivamo na amplitudo gibanja

posameznega sklepa in posledično preprečimo prevelike amplitude v poškodovanem sklepu, če tega ne želimo in obratno.

Pri razumevanju gibalnega vzorca kolesarjenja in pri iskanju optimalne rešitve za doseganje cilja je nujno potreben dovršen način diagnostike z različnimi tehnološkimi pristopi, vendar se moramo ob vsem tem zavedati pomena, ki ga predstavlja subjektivni občutek posameznika. Zaradi tega znanstveniki pri raziskavah prihajajo do mnogih dilem, ki jih želijo čim bolje in čim natančneje pojasniti. Tekmovalci želijo poiskati rešitve za največji mehanski izkoristek, rekreativci za največji užitek in poškodovanci za najbolj varne in učinkovite metode pri zdravljenju različnih bolezenskih stanj.

### ***1.1. POJASNITEV NEKATERIH OSNOVNIH POJMOV***

Kot večina drugih športov, ima tudi kolesarstvo nekaj izrazov, ki so nepoznavalcem novi in nerazumljivi. V tem poglavju bo, z namenom boljšega razumevanja ostale vsebine, na kratko predstavljenih nekaj izrazov in definicij, ki so značilni za opisovanje biomehanike kolesarstva. Kadar se omenja geometrijske nastavitve kolesa, se največkrat govori o položaju sedeža, ki je nastavljen po višini, naklonu in postavitvi naprej/nazaj. Višina sedeža je v znanstveni literaturi definirana kot razdalja med zgornjim delom sedalne površine in osjo pedala, ko je ta v najnižji legi (Burke, 1994). V zadnjem času se, predvsem pri tekmovalcih in trgovcih s kolesi, srečujemo tudi z drugačno definicijo, ki višino sedeža opredeli kot razdaljo med sedalno površino in sredino gonilne osi. Pri položaju krmila največkrat govorimo o višini od tal, oddaljenosti od sedeža in širini krmila (Slika 1).



**Slika 1:** Prikaz glavnih spremenljivk pri geometrijskih nastavitvah kolesa ( $d$ : razdalje med sedežem in krmilom.  $h_1$ : definiranje višine sedeža, ki se uporablja v znanstveni literaturi.  $h_2$ : definiranje višine sedeža, ki se uporablja v praksi).

Postavitev nog na pedal so v grobem definirali znanstveniki, ko se preučevali biomehanske učinke različnih postavitvev. Poznamo prednjo postavitev, ki je običajna pri kolesarjih in sredinsko, ki se pri normalnem kolesarjenju ne uporablja. Slednjo znanstveniki priporočajo pri rehabilitaciji Ahilove tetive in skočnega sklepa (Ericson et al., 1985). Pri prednji postavitvi je center pedala postavljen na mestu metatarzo-falangealnega sklepa palca, pri sredinski pa v samo sredino stopala.

Pri interpretaciji biomehanskih parametrov, ki se spreminjajo z različnimi položaji pedal, moramo le-te prikazati glede na položaj pedal v katerem se nahaja. Identifikacija zgornjega mrtvega centra (ZMC) in spodnjega mrtvega centra (SMC) omogoča prikaz teh vrednosti kot funkcijo kota pedala, ko ta kroži iz najvišjega ( $0^\circ$ , ZMC) v najnižji položaj pedala ( $180^\circ$ , SMC). Faze obrata razdelimo v: (i) prva oz. aktivna faza (t.j. od  $0^\circ$  do  $180^\circ$ ), (ii) druga,

oz. pasivna faza (t.j. od  $180^\circ$  do  $360^\circ$ ) in (iii) prehodni fazi ( $\pm 5^\circ$  od ZMC in SMC).

Frekvenca pedaliranja (t.j. kadenca) je bila v preteklosti predmet mnogih raziskav in še do danes ostaja odprta za raziskovanje. Definirana je kot število obratov v eni minuti (rpm). Navor gonilke je definiran kot produkt sile pravokotne na gonilko in dolžine gonilke ter predstavlja dinamični pogonski navor, ki je odločilen dejavnik pri končnem mehanskemu izkoristku kolesarjenja (Coyle et al., 1991). Produkt pogonskega navora (Nm) in kotne hitrosti (rad/s) je moč (W) s katero kolesar premaguje obremenitev in predstavlja končni kolesarjev mehanski učinek (Bertucci, Grappe, Girard, Betik, in Rouillon, 2005).

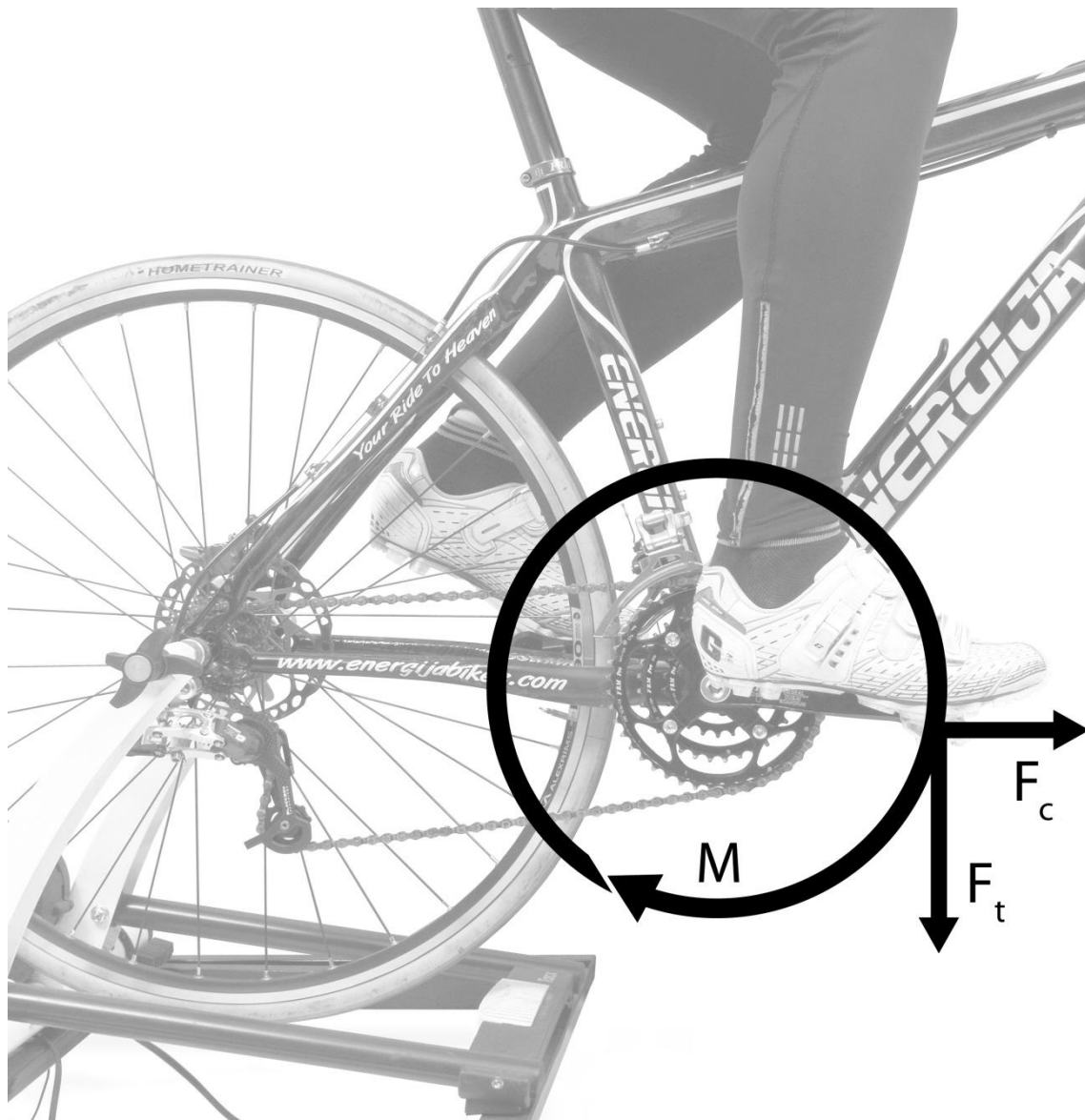
## ***1.2. MEHANSKE SILE IN NAVOR MED KOLESARJENJEM***

Prve študije o silah, ki delujejo na pedala, so opravili Hoes, Binkhorst, Smeekes-Kuyl in Vissers (1968) ter poročali, da so sile največje, ko je pedal v horizontalni poziciji (t.j.  $90^\circ$ ) ter da so bile velikosti sil na pedal v enem obratu enkrat večje, kot je bila pred-nastavljena obremenitev na ergometru. Na podlagi tega so sklepali, da je pasivna noga (tista, ki je v fazi dviga - t.j. med  $180^\circ$  in  $360^\circ$ ) dvignjena z delom aktivne (tista, ki je v fazi potiska - t.j. med  $0^\circ$  in  $180^\circ$ ), kar naj bi prispevalo k manjši mehanski učinkovitosti. Meritve so se izvajale z navadnimi pedali, ki niso omogočala »vlečenja« v drugi fazi obrata, ampak so vseeno prikazale nazorno delovanje sil v prvi fazi. Metode za povečanje učinkovitosti sil na pedala sta iskala Davis in Hull (1981), ki sta ugotovila, da se le-ta poveča pri: (i) uporabi pedal, ki omogočajo vpenjanje in (ii) pri večjih obremenitvah.

Ericson in Nisell (1988) sta v študiji, kjer sta preučevala mehanske sile pod različnimi pogoji ugotovila, da je tangencialna sila edina mehansko učinkovita sila in da je sila, ki deluje pravokotno na tangencialno ter poteka vzdolž gonilke (centrifugalna sila) popolnoma neučinkovita ter ne prispeva k končnemu mehanskemu izkoristku (Slika 2). Iz dobljenih podatkov sta računala razmerje mehanske učinkovitosti, ki se vedno giblje med -1 in 1 ter

predstavlja odnos tangencialne sile in seštevek vseh sil na pedal. Do optimalnega mehanskega izkoristka pride, če je centrifugalna sila enaka nič (razmerje učinkovitosti = 1), kar pomeni, da je seštevek sil takrat usmerjen popolnoma tangencialno ter v celoti deluje v smeri gibanja pedala (Ericson & Nisell, 1988). Avtorja sta opazila, da je rezultanta sil v celotnem obratu usmerjena navzdol, med  $0^\circ$  in  $160^\circ$  tudi rahlo naprej ter med  $160^\circ$  in  $360^\circ$  rahlo nazaj. Tangencialna sila je bila negativna (usmerjena v nasprotno smer vrtenja pedala) med  $195^\circ$  in  $360^\circ$ , iz česar sta sklepala, da je celotno mehansko delo v tem delu opravila kontra-lateralna noga. Največja centrifugalna sila, kot neučinkovita sila, je bila izmerjena, ko je bil položaj pedala med  $120^\circ$  in  $195^\circ$  ter najmanjša, ko je bil pedal v horizontalni poziciji, t.j. med  $90^\circ$  in  $285^\circ$ . Pri razčlenjevanju vseh sil je razvidno, da je vertikalna sila veliko večja od horizontalne. Avtorja sta merila razmerje mehanskega izkoristka med spreminjanjem obremenitve (0, 120 in 250 W), kadence (40, 60, 80 in 100 obratov na minuto), višine sedeža (nizka 102 %, optimalna 113 % in visoka 120 % dolžine med medialnim maleolom in sednično grčo) in postavitev stopala na pedal (s prednjim in s sredinskim delom stopala). Poročala sta, da se razmerje mehanske učinkovitosti malo, a statistično značilno, izboljša pri višji obremenitvi in ko je noga postavljena na pedal s prednjim delom stopala v primerjavi s sredinsko postavitvijo. Ostali dejavniki na razmerje mehanskega izkoristka ne vplivajo statistično značilno.

Coyle et al. (1991) so primerjali vrhunške kolesarje s povprečnimi in opazovali razlike v silah, ki so usmerjene na pedala, pri čemer so uporabljali pedala z možnostjo vpenjanja in s tem kolesarjem omogočali največjo možno mehansko učinkovitost. Ugotovili so, da so vrhunski kolesarji proizvedli 11 % večji mehanski izkoristek in za to porabili le 9 % več dela. Povečana poraba dela je bila zaradi večjega pogonskega navora v prvi fazi obrata, kar je razvidno tudi iz večjih maksimalnih vrednosti navora v tej fazi obrata. Zanimivo je, da so vrhunski kolesarji povečali navor s povečanjem vertikalnih sil v fazi pritiska in ne z vlečenjem v drugi fazi. Skupina povprečnih kolesarjev je v prvi fazi proizvedla manj, v drugi fazi pa več pogonskega navora, kot skupina vrhunskih kolesarjev. Skupini se nista značilno razlikovali v tehniki pedaliranja pri enaki obremenitvi in enaki kadenci.



**Slika 2:** Prikaz delovanja vseh glavnih sil, ki so usmerjene na pedal, ko je le-ta v fazi pritiska (v  $90^\circ$ ).  $M$  = navor,  $F_c$  = centrifugalna sila,  $F_t$  = tangencialna sila.

Bertucci et al. (2005) so opazovali spremembe pogonskega navora pri kolesarjenju v različnih pogojih. Ugotovili so, da se le-ta pri kolesarjenju v 8 % klanec in enaki kadenci (80 rpm) poveča za 26 %. Pogonski navor je bil statistično značilno večji pri kadenci 60 rpm v primerjavi s kadenco 80 rpm med kolesarjenjem po ravnini. Slednji je bil statistično značilno večji, kot pri kadenci 100 rpm med kolesarjenjem po ravnini. Največja razlika v profilu pogonskega navora se pojavlja pri primerjavi kolesarjenja po ravnini s



kadenco 100 rpm in kolesarjenju v klanec pri kadenci 60 rpm. V splošnem velja, da so največje vrednosti navora zabeležene pri nižjih kadencah, kar nam narekujejo tudi fizikalni zakoni. Za enako intenzivnost moramo pri nižjih kadencah proizvesti več pogonskega navora. Največji navor se pri večjih kadencah pojavlja kasneje v obratu. Študija je bila opravljena v realnih pogojih, kjer je nadziranje hitrosti in moči zahtevnejše, kot je to v laboratorijskih pogojih. Prvotni cilj študije je bil poiskati optimalno kadenco za kolesarjenje v klanec, saj lahko na podlagi izkušenj iz velikih tekmovanj sklepamo, da bi morala biti le-ta v klanec nižja kot po ravnini.

Sanderson & Black (2003) sta pred svojo študijo hipotetizirala, da pri utrujanju pride do različnih vzorcev in velikosti efektivnih sil na pedal. V študiji, ki sta jo opravila, sta opazovala seštevek vseh sil in tangencialno silo. Opravila sta dva testa, kjer so izkušeni tekmovalci s kadenco 90 obratov na minuto kolesarili pri 80 % in 30 % maksimalne moči, ki je bila definirana v prvem obisku, ko so preiskovanci opravili več-stopenjski obremenilni test. Pri testu s 30 % maksimalne moči avtorja nista opazila statistično značilnih razlik v velikosti sil. Pri testu z 80 % maksimalne moči sta v primerjavi povprečja sil v prvi in zadnji minuti ugotovila, da je prišlo do statistično značilnega povečanja seštevka sil in ne povečanja tangencialne sile. V zadnji minuti sta opazila značilno večji pogonski navor. Indeks efektivnosti, ki sta ga računala, se je v zadnji minuti značilno znižal, vendar primarno v drugi fazi obrata. Iz tega sta sklepala, da je prišlo do večjih sil v prvi fazi obrata, ker kolesarji z utrujanjem niso bili več zmožni tako efektivno premagovati obremenitve v drugi fazi obrata. Iz te študije je obenem razvidno, da so kolesarji v drugi fazi obrata proizvajali relativno veliko tangencialno silo, kar pomeni, da je prišlo v tej fazi do vlečenja navzgor.

### ***1.3. GIBANJE IN OBREMENITVE SKLEPOV***

Številne študije o obremenitvah in gibanju sklepov spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem na ergometru pri različnih obremenitvah (brez, 120 W, 240 W), kadencah (40, 60, 80 in 100 rpm), postavitvi nog na pedal in višinah sedeža (nizka 102 %, optimalna 113 % in visoka 120 %) so opravili švedski

znanstveniki (Ericson, Nisell, & Nemeth, 1988; Ericson, 1986; Ericson et al., 1986; Ericson et al., 1985; Ericson & Nisell, 1986, 1987, 1988). Poročali so, da kompresijske sile na sklepih med standardiziranim kolesarjenjem na ergometru (t.j. obremenitev 120 W, kadenca 60 rpm in optimalna višina sedeža) v povprečju dosežejo nivo ene telesne teže.

Ericson, Nisell in Nemeth (1988) so spremljali spremembe obsega gibanja (ang. Range of motion (ROM)) v sklepih spodnjih ekstremitet pri enako spremenjenih nastavitvah, kot je omenjeno v prejšnjem odstavku. Njihovi rezultati so pokazali, da se obseg gibanja kolka pri spreminjanju višine sedeža iz nizkega v visokega statistično ne spreminja, ekstenzija se poveča za 19° in fleksija zmanjša za 16°. Pri spremembi obremenitve iz 0 na 240 W se je fleksija kolka zmanjšala za 2° in ekstenzija povečala za 3°. ROM kolka se pri spremembi obremenitve ni statistično značilno spremenil. Prednja postavitev stopala je v primerjavi s sredinsko postavitvijo rahlo, a statistično značilno povečala ekstenzijo in ROM kolka (za 7°).

Sprememba višine sedeža iz nizke v visoko poveča ROM v kolenu za 15°, ekstenzija se poveča za 41° in fleksija zmanjša za 22°. Sprememba obremenitve iz 0 na 240 W statistično ne vpliva na ROM in fleksijo, za 7° se zmanjša le ekstenzija kolena. Pri prednji postavitvi stopala na pedal se pojavi statistično značilni manjši ROM kolena (t.j. za 3°). Fleksija se pri enaki spremembi položaja stopala poveča za 7° in ekstenzija zmanjša za 10° .

ROM gležnja se pri spremembi višine sedeža iz nizke v visoko poveča za 18°, plantarna fleksija za 20° in dorzalna fleksija ostaja nespremenjena. Sprememba obremenitve iz 0 na 240 W poveča ROM gležnja za 8°, dorzalno fleksijo za 9°, plantarna fleksija se statistično značilno ne spremeni. Prednja postavitev stopala na pedal v primerjavi s sredinski postavitvijo povzroči večji ROM in dorzalno fleksijo za 5°. Plantarna fleksija se statistično ne razlikuje pri različnih postavitvah stopala na pedal.

	<b>Višina sedeža; Iz nizke v visoko</b>	<b>Intenzivnost; Iz 0 na 240 W</b>	<b>Postavitev stopal; Iz normalne v sredinsko</b>
<b>ROM kolka</b>	Ni sprememb	Ni sprememb	- 7°
<b>Ekstenzija kolka</b>	+ 19°	+ 3°	+ 2°
<b>Gleksija kolka</b>	- 16°	- 2°	Ni sprememb
<b>ROM kolena</b>	+ 15°	Ni sprememb	+ 7°
<b>Ekstenzija kolena</b>	+ 41°	- 7°	+ 10°
<b>Gleksija kolena</b>	- 22°	Ni sprememb	- 7°
<b>ROM skočnega sklepa</b>	+ 18°	+ 8°	- 5°
<b>Ekstenzija skoč. sklepa</b>	+ 20°	Ni sprememb	Ni sprememb
<b>Gleksija skoč. sklepa</b>	Ni sprememb	+9°	- 5°

**Tabela 1:** sprememb gibanja sklepov pri različnih biomehanskih nastavitvah (prirejeno po podatkih od Ercison et al. (1988))

Avtorji (Ercison et al., 1988) so primerjal obsege gibanj posameznih sklepov, ki so jih dobili v svojih študijah z normalnimi maksimalnimi obsegi gibanj, ki jih je pripravila Ameriška akademija ortopedov kirurgov. Rezultati so pokazali, da je med standardiziranim kolesarjenjem gibanje v kolku le 28 %, v kolenu 45 % in v gležnju 40 % sicer maksimalnega obsega gibanja. Podobno študijo, so opravili Sanderson & Amoroso (2009), ki so spremljali obsege gibanja pri različnih višinah sedeža. Ugotovili so, da se je ROM kolena pri visoki postavitvi sedeža povečal za 17°, ROM skočnega sklepa pa za 14°. Zanimivo je, da je skočni sklep pri nizki postavitvi sedeža celoten obrat v dorzalni fleksiji, pri visoki postavitvi sedeža pa v najnižji točki obrata doseže 66° plantarne fleksije. Kinematična analiza, ki so jo opravili Chapman et al. (2008) je pokazala, da se obseg gibanja sklepov med sklonjeno oz. bolj aerodinamično držo ne spremeni v primerjavi z normalno oz. pokončno držo. Kadenca v nobenem primeru ne vpliva na spremembe gibanja sklepov (Ercison et al., 1988).

Sile na kolenski sklep se izrazito povečajo, če: (i) se poveča intenzivnost kolesarjenja, (ii) se višina sedeža zmanjša (Ericson & Nisell, 1986, 1987). Avtorja sta ugotovila, da se največja kompresijska sila na tibiofemoralni sklep pojavi med 60 in 100°. Strižna sila, ki je anteriorno usmerjena na prednjo križno vez, se v največji meri pojavlja med 80 in 140° in posteriorno usmerjena strižna sila, ki deluje na zadnjo križno vez med 330 in 80°. Kompresijske sile na kolenski sklep se statistično značilno zmanjšajo, če se poveča višina sedeža. Anteriorno usmerjena strižna sila na sprednjo križno vez se statistično značilno poveča, če se poveča obremenitev ali uporabi sredinska postavitvev stopala na pedal. Kadenca in postavitvev stopala na pedal ne vpliva na kompresijske sile v kolenu. Vse sile, ki učinkujejo na kolenski sklep, so skoraj popolnoma neodvisne od telesne teže kolesarja.

Ericson et al. (1985) so spremljali sile skočnega sklepa, ki se pojavljajo med kolesarjenjem na ergometru in opazovali spremembe pod različnimi pogoji (različna kadenca, obremenitev, višina sedeža in postavitvev nog). Največji moment v skočnem sklepu se pojavi v 11° dorzalne fleksije. Ugotovili so, da se pri kolesarjenju, ko je stopalo na pedal postavljeno s sredinskim delom stopala, v primerjavi s prednjo postavitvijo stopal pojavijo izrazito večje obremenitve skočnega sklepa, vendar značilno manjše na Ahilovi tetivi. Sprememba višine sedeža pri normalni oz. prednji postavitvi stopala na pedal ne povzroči statistično značilnih sprememb v silah skočnega sklepa. Sile na skočni sklep se statistično značilno povečajo pri večji obremenitvi.

#### ***1.4. MIŠIČNA AKTIVNOST MED KOLESARJENJEM***

Za izboljšanje rehabilitacijskih protokolov in kolesarske priprave je pomembno dobro poznavanje delovanja mišic spodnjih udov med kolesarjenjem. Natančna določitev aktivacijskih vzorcev mišičnih skupin/verig je ključna informacija, ki je potrebna za razumevanje gibanja človeka med kolesarjenjem. Najbolj enostavna in največkrat uporabljena metoda za merjenje aktivacije mišic je elektromiografija (EMG). S to diagnostično metodo merimo električno aktivnost mišic s pomočjo elektrod, ki so nameščene iznad (površinska metoda) ali v ciljni mišici (igelna metoda).

Prva, ki sta EMG uporabila za preučevanje kolesarjenja, sta bila Houtz in Fischer (1959), ki sta spremljala aktivnosti skoraj vseh glavnih mišic spodnjih ekstremitet, razen m. soleus. Ta študija je bila kasneje spoznana za zelo nezanesljivo zaradi metodoloških pomanjkljivosti (Hug in Dorel, 2009). Študije, opravljene kasneje, so na bolj reprezentančnih vzorcih natančno opisale vzorce mišične koordinacije med kolesarjenjem v laboratorijskih pogojih (Ericson, Nisell, Arborelius, & Ekholm, 1985; Gregor, Broker, & Ryan, 1991; Ryan & Gregor, 1992; Hug, Decherchi, Marqueste, & Jammes, 2004; Dorel, Couturier, & Hug, 2008). Mnogi avtorji so kasneje opazovali spremembe v mišični koordinaciji s tem, da so spreminjali pogoje, v katerih so testiranci kolesarili. Ericson et al. (1985) so v študiji spremljali EMG med različnimi višinami sedeža, kadencami, obremenitvami in postavitvami nog na pedal. Kar nekaj študij je bilo opravljenih s spremljanjem EMG-ja pri spreminjanju drže in naklona kolesarjenja. (Chapman et al., 2008; Duc, W Bertucci, Pernin, & F Grappe, 2008; Li & Caldwell, 1998; Sanderson & Amoroso, 2009). Vzorci mišične aktivnosti se spreminjajo glede na položaj telesa, kadenco, višino sedeža, obremenitev, idr.

Kot je bilo omenjeno, se elektromiografija v grobem deli na dva tipa. Prva metoda je invazivna in se meri s pomočjo igelnih elektrod, ki se vstavijo v mišico. Tovrstna metoda ima kar nekaj slabosti, saj zajame relativno majhen delež aktiviranih vlaken (nekaj kubičnih milimetrov) in je invazivna, kar pomeni, da lahko povzroča bolečino in ovira normalno gibanje. Druga in največkrat uporabljena metoda pri kolesarjenju je površinska EMG (Ang. surface electromiography = sEMG) metoda, ki beleži spremembo električne aktivnosti mišice, ko se le-ta krči, s pomočjo elektrod, ki so nameščene na koži iznad ciljne mišice. Prednost te metode je, da pri zajemu zazna večji volumen mišice in je tako bolj direktno povezana s končnim mehanskim izkoristkom mišic. Odvisna je predvsem od živčnih dejavnikov in lastnosti mišičnih vlaken (hitrost prevajanja akcijskih potencialov v membrani mišice). Slaba stran tovrstne metode je, da je pri interpretaciji signalov potrebno upoštevati nekatere dejavnike, ki lahko močno vplivajo na amplitudo signalov. Pomembna je pravilna postavitvev elektrod, priprava kože, priprava elektrod, obdelava signalov in končno pravilna interpretacija signalov. Prvi

problem, s katerim se srečamo so motnje, ki jih povzročajo sosednje mišice, kar imenujemo *crosstalk*, ki se da v veliki meri odstraniti s pravilno postavitvijo elektrod in s kasnejšo pravilno obdelavo signalov. S priporočili za dobro postavitev elektrod se je ukvarjala organizacija SENIAM, ki teži k temu, da bi raziskovalci uporabljali enotno postavitev in s tem omogočili lažjo neposredno primerjavo normaliziranih vrednosti med različnimi študijami.

Mišična aktivacija in časovna usklajenost glede na en cikel, ki ga opravimo med pedaliranjem, se gleda na povprečnem in glajenem signalu več zaporednih ciklov. Določitev zgornjega in spodnjega mrtvega centra omogoča prikaz EMG profila kot funkcijo kota gonilke prikazano v stopinjah, zato je posledično mogoča primerjava z drugimi cikli različnega trajanja (različna kadenca). Z določanjem praga o neaktivnosti oz. aktivnosti mišic se omogoči določanje področij cikla, kjer so mišice aktivirane. Nivo mišične aktivnosti pri kolesarjenju je najbolje kvantificiran z uporabo kvadratnega korena povprečja kvadratov (RMS) (Laplaud, Hug in Grélot, 2006; Dorel et al., 2008; Duc, Bertucci, Pernin in Grappe, 2008) ali z uporabo integriranega EMG (EMGi) (Ericson et al., 1985; Jorge in Hull, 1986; Takaishi, Yamamoto, Ono, Ito in Moritani, 1998).

Za primerjavo mišične aktivnosti med posameznimi mišicami se morajo vrednosti normalizirati. V večini primerov se vrednosti normalizira z uporabo maksimalne zavestne izometrične kontrakcije (Ang. maximal voluntary contraction isometric = MVCI). Ta pristop je bil kritiziran s strani nekaterih avtorjev, ki so med maksimalnim kratkotrajnim kolesarjenjem presegli vrednosti MVCI (Hautier et al., 2000). S problemom normalizacije pri kolesarjenju sta se ukvarjala Rouffet & Hautier (2008), ki sta prišla do zaključka, da je za dinamično gibanje bolj priporočljiva dinamična metoda normalizacije, kot pa izometrična. Rezultati, ki sta jih predstavila avtorja govorijo o tem, da je dinamična metoda, opravljena na kolesu z maksimalnim pedaliranjem, manj naporna in hitreje izvedljiva ter enako ponovljiva kot IMVC. Nekatere študije so za normalizacijske vrednosti vzele maksimalne ali povprečne vrednosti med maksimalno intenzivnim kolesarjenjem. (Hug & Dorel, 2009). Fernández-Peña, Lucertini, & Ditroilo (2009) so s svojo študijo

dokazali, da je dober pristop za normalizacijo maksimalno kolesarjenje na izokinetičnemu ergometru. Pri raziskavah, kjer se primerja isto mišico znotraj ene študije v različnih pogojih (t.j. različna drža, obremenitev, itd.), normalizacija ni tako zelo pomembna. Čeprav do sedaj med različnimi avtorji normalizacija ostaja še odprto vprašanje, velja za standardizirano in največkrat uporabljeno metodo še vedno MVCI.

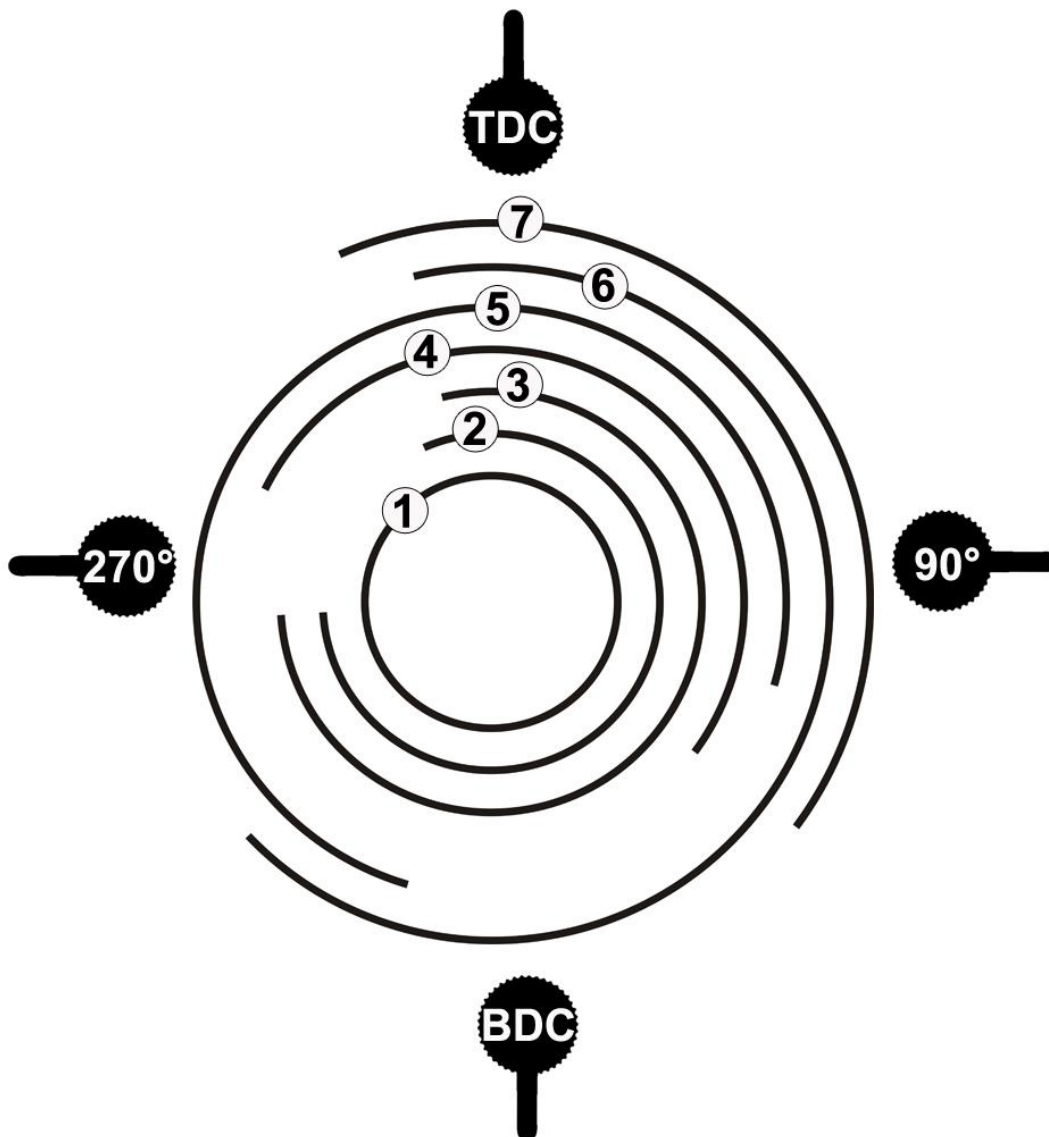
Za določitev časovnega območja aktivnosti mišic se uporablja prag, ki je običajno postavljen na 15-25 % maksimalne normalizacijske amplitude EMG-ja (uporaba MVCI za normalizacijo). Lahko se uporabi tudi 1, 2 ali 3 standardne odklone od povprečne amplitudne vrednosti v mirovanju. S to metodo se omogoči identifikacijo področij, kjer so mišice aktivirane in kjer niso in to kasneje interpretira v funkciji kota gonilke. Tako nam je omogočena natančna identifikacija območij aktivacije mišic v določenem delu cikla. Tovrstna prepoznavna praga aktivacije lahko v nekaterih primerih sporna, zato so ga nekateri avtorji postavljali ročno po občutku, kar je spodbudilo mnogo kritik drugih avtorjev, ker je taka identifikacija popolnoma subjektivna (Li & Caldwell, 1998). Do danes še ni splošnega in točnega dogovora glede najbolj optimalne postavitve pragu za določanje mišične aktivnosti oz. neaktivnosti pri kolesarjenju.

Aktivne mišice med kolesarjenjem v grobem delimo v dve skupini; enosklepne in dvosklepne. Enosklepne mišice imajo glavno nalogo proizvodnje sile, ki se preko dvosklepnih mišic v ustrezni smeri prenese na pedala. Kot je že napisano v poglavju o mehanskih silah, kolesarji z boljšo tehniko pedaliranja proizvedejo višje učinkovite sile kot kolesarji z manj razvito tehniko. S hipotetično razlago lahko na podlagi rezultatov, ki so predstavljeni v tem poglavju, sklepamo, da je to posledica različnih sposobnosti aktivacije dvosklepnih mišic. Do danes še ni bilo opravljenih študij, ki bi povezavo med različno aktivacijo in silami na pedal bolj nazorno raziskala.

Enosklepne mišice aktivne in najpogosteje merjene med kolesarjenjem so: m. gluteus maximus m. (GM), m. gluteus medius (GMed), m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m. tibialis anterior (TA), m. soleus (SO) in

m. iliopsos (IP). Med dvosklepne se prišteva: m. rectus femoris (RF), m. semimembranosus (SM), m. semitendinosus (ST), m. biceps femoris (BF), m. gastrocnemius (GC). Dober opis in identifikacijo območij aktivnosti mišic sta pripravila Ryan & Gregor (1992). Funkcija GM je ekstenzija kolka in je aktivna med  $340^\circ$  in  $130^\circ$ . Največje vrednosti GM se pojavijo pri  $80^\circ$ . VL in VM imata naloga ekstenzije kolena in sta aktivni v enakem delu cikla, t.j. med  $300^\circ$  in  $130^\circ$  ter največje vrednosti dosežeta pri  $30^\circ$ . RF deluje kot iztegovalka kolena in hkrati upogibalka kolka ter je aktivna med  $200^\circ$  in  $110^\circ$ , največje vrednosti doseže pri  $20^\circ$ . SO ima funkcijo stabilizacije skočnega sklepa v fazi med  $340^\circ$  in  $270^\circ$ , vrh aktivnosti doseže pri  $90^\circ$ . GC ima funkcijo stabilizacije skočnega sklepa in fleksija kolena. Aktivna je med  $350^\circ$  in  $270^\circ$  in doseže svojo največjo vrednost pri  $110^\circ$ . Funkcijo stabilizacije skočnega sklepa ima tudi TA, ki hkrati skočni sklep upogiba in je aktivna skozi celoten cikel obrata, vrh pa doseže pri  $280^\circ$ . SM in ST upogibata koleno in sta aktivni med  $10^\circ$  in  $230^\circ$  ter dosežeta največji vrednosti pri  $100^\circ$ . BF ima poleg fleksije kolena za funkcijo tudi ekstenzijo kolka. Deluje v območju med  $350^\circ$  in  $230^\circ$  in doseže vrh pri  $110^\circ$ . Grafični prikaz aktivnosti mišic spodnjih ekstremitet med kolesarjenjem je prikazan na Sliki 3.





**Slika 3:** Prikaz aktivnosti mišic spodnjih ekstremet med kolesarjenjem glede na kot gonilke. (1=TA, 2=SO, 3=GC, 4=VL&VM, 5=RF, 6=BF, 7=GM) Prirejeno po rezultatih Ryan & Gregor (1992).

Ista avtorja (Ryan & Gregor, 1992) sta preučevala koeficient variabilnosti posameznih mišic s primerjavo med površinsko in igelno metodo merjenja EMG. Enosklepni ekstenzorji kolka in kolena (VM, VL in GM) so imeli najmanjši koeficient variabilnosti. Čeprav so v splošnem vse mišice imele majhno variabilnost, so povečano variabilnost opazili pri TA, ST in GC. Ugotovili so tudi, da so rezultati med igelno in površinsko metodo merjenja EMG zelo podobni.

Raasch & Zajac (1999) sta aktivnosti mišic med kolesarjenjem glede na nalogo razdelila v tri skupine. Prvo skupino predstavljajo enosklepni ekstenzorji kolka (GM) in kolena (VM in VL), skupaj z enosklepnimi fleksorji kolka (IP) in kolena (kratka glava BF). To skupino sta avtorja poimenovala E/F skupina (ekstenzor/fleksor). Drugo skupino tvorita dvosklepni RF in TA (skupina RF/TA) in tretjo (HAM/SG) t.i. mišice zadnje lože (Ang. Hamstrings = HAM), ki so ST, SM in dolga glava BF, skupaj s SO in GC (SG) Skupina E/F ima glavno nalogo proizvodnje energije za poganjanje pedal, medtem ko skupini RF/TA in HAM/SG v glavnem delujeta kot tog člen v verigi za prenos energije med segmenti. Skupina RF/TA prispeva energijo pri koncu druge faze obrata in pomaga pri prehodu v nov cikel obrata. Skupina HAM/SG je aktivna predvsem pri koncu prve faze ter prispeva k prehodu v drugo fazo obrata. V tem vzorcu aktivacije mišic, ki sta ga predstavila Raasch & Zajac (1999), morajo biti mišice stabilizatorke skočnega sklepa aktivne ves čas, da se lahko energija uspešno prenaša na pedala. Razlike v aktivaciji med eno in dvosklepnimi mišicami med kolesarjenjem je prvi opazil Ericson et al. (1985), ki je poročal, da so pri intenzivnosti 120 W (t.j. v povprečju približno 54 % maksimalne aerobne moči) enosklepne mišice bolj aktivne kot dvosklepne. V tem primeru VM s 45 %, VL s 44 % in SOL z 32 % glede na MVCI. Dvosklepne mišice so dosegle nižji nivo aktivacije in so bile aktivirane z 22 % RF in 18 % BF. Dvosklepne mišice služijo različnim namenom v različnih fazah cikla obrata. Na primer, RF sodeluje pri fleksiji kolka med drugo fazo obrata, obenem pa je aktivna pri ekstenziji kolena v prvi fazi obrata. Podoben vzorec zasledimo pri GC, ki v drugi fazi obrata deluje kot fleksor kolena, med prvo fazo pa kot stabilizator skočnega sklepa (Raymond, Joseph, & Gabriel, 2005).

Pri mišicah BF in RF lahko pri visoki kadenci zasledimo tudi dva vrha aktivnosti (Gregor et al., 1991). Dvosklepne mišice so aktivne tudi pri premagovanju zgornjega in spodnjega mrtvega centra, oziroma pri prehodih iz prve v drugo fazo obrata in obratno. Pomemben dejavnik igra relativna moč posameznih mišic, saj je lahko v primeru močnih enosklepnih ekstenzorjev kolka, povečana aktivnost RF. Nasprotna situacija je lahko pri šibkih ekstenzorjih, ko mora pomagati BF za dokončanje ekstenzije kolka (Li &

Caldwell, 1998). S tem namenom je pomembno, da se pri načrtovanju treningov in rehabilitacijskih protokolov pazi na razmerje moči posameznih mišic oz. mišičnih skupin.

V prvi fazi obrata lahko zasledimo veliko ko-aktivacijskih vzorcev. Na primer, plantarni fleksorji (GC in SO) in dorzalni fleksorji (TA) so aktivni skupaj, da zagotovijo dobro stabilizacijo skočnega sklepa v prvi fazi obrata, kjer so sile največje. Če pogledamo mišice stegna vidimo, da mišicam VL, VM in RF pri iztegovanju kolka pomagajo mišice zadnje lože (Gregor et al., 1991; Jorge & Hull, 1986). Pri podrobnih analizah mišične koordinacije so opazili, da v veliki meri pride do ko-aktivacije pri enosklepnih agonistih in dvosklepnih antagonistih ter posledično pride do koordiniranega prenosa mehanske energije med sklepi. Mišična ko-aktivacija se ne pojavi zgolj zaradi boljšega prenosa energije med segmenti, ampak tudi zaradi zaščite sklepov.

Kakor smo že omenili, se mišična koordinacija spreminja pri različnih pogojih kolesarjenja. Sanderson & Amoroso (2009) sta spremljala aktivnost distalnih mišic nog (GC in SO) pri različnih nastavitvah višine sedeža. Vrednost EMGi je bila statistično značilno nižja pri obeh mišicah med kolesarjenjem pri nižani postavitvi sedeža. Opazno je izstopala GC, ki je bila pri nizki postavitvi sedeža aktivna le z 32 % vrednosti od optimalne višine sedeža, pri visoki postavitvi pa kar za 20 % večja. Več mišic pri spreminjanju višine sedeža so spremljali Ericson et al. (1985), ki so poročali o povečani aktivnosti GM, ST, SM in GC pri visoki postavitvi sedeža.

Chapman et al. (2008) so z igelno metodo EMG primerjali aktivacijo mišic skočnega sklepa med normalno in aerodinamično držo pri netreniranih kolesarjih, triatloncih in vrhunskih cestnih kolesarjih. Aerodinamična drža je povzročila manjše amplitude EMG in več ko-aktivacije pri netreniranih in triatloncih, ne pa pri vrhunskih kolesarjih. Na podlagi različnih EMG vrednosti pri različnih vrstah kolesarjev so avtorji sklepali, da je različna aktivacija mišic posledica nevroloških in ne biomehanskih dejavnikov.

Vpliv kadence na EMG vrednosti še ni dobro pojasnjen, saj so avtorji dobili različne rezultate. MacIntosh, Neptune, & Horton (2000) so poročali, da se med-mišično razmerje aktivnosti spreminja v odvisnosti od obremenitve in

kadence. Pri večjih obremenitvah so najnižje amplitudne vrednosti EMG zaznali pri večjih kadencah in obratno. Torej, za nizko-intenzivno kolesarjenje pridejo za manjšo aktivacijo v poštevnih nižjih kadencah, pri večjih obremenitvah pa večje kadence. Nekateri avtorji (Ericson et al., 1985) so poročali, da se mišična aktivacija pri isti obremenitvi poveča pri višjih kadencah. Spreminjanje kadence vpliva na časovno pojavljanje aktivnosti posamezne mišice v ciklu. Višja kot je kadenca, prej v ciklu se pojavljajo začetki povečane aktivacije skoraj vseh mišic spodnjega uda, le pri SO se aktivnost pojavi kasneje v ciklu (Neptune, Kautz, & Hull, 1997). Elektromehanska zakasnitev ni pod vplivom kadence in običajno traja 10 do 100 ms (Cavanagh & Komi, 1979).

Ericson et al. (1985) so poročali o povečani aktivnosti RF, BF in TA ter zmanjšani aktivnosti VM, VL in SO pri uporabi pedal na zapenjanje v primerjavi z navadnimi pedali. Opazili so nižjo aktivacijo GM, RF in višjo aktivacijo SO pri sredinski postavitvi stopala na pedal v primerjavi z običajno, prednjo postavitvijo.

Cannon, Kolkhorst, & Cipriani (2007) so opravili študijo, katere namen je bil preučiti efekte na mišično aktivnost in mehansko učinkovitost v dveh različnih tehnikah pedaliranja. Prva tehnika je bila imenovana dorzalna tehnika, ko je bilo stopalo ves čas obrata v dorzalni fleksiji, druga pa plantarna tehnika, ko je bilo stopalo ves čas v plantarni fleksiji. Merjenci so imeli nekaj dni časa, da so se bolje spoznali s tovrstnima tehnikama pedaliranja in nato opravili teste na ergometru z 80 % maksimalne aerobne moči in kadenco 90 obratov na minuto. Avtorji so spremljali aktivacije VL, TA, GC in BF. Opazili so povečano aktivnost GC pri dorzalni tehniki in povečano aktivnost BF pri plantarni tehniki. Pokazalo se je, da aktivacija VL in TA ni pod vplivom različne tehnike uporabljene v omenjeni študiji. Nobena od omenjenih tehnik se sicer ne uporablja v normalnih pogojih kolesarjenja.

Živčno-mišično utrujenost se pri submaksimalni obremenitvi vidi kot povečanje v amplitudi EMG-ja in pomiku frekvenčnega spektra EMG signala proti nižjim frekvencam, ki se pojavi na račun vključevanja novih motoričnih enot (De Luca, 1984). Pri kolesarjenju in mnogih drugih športih se omenjene

nevrofiziološke spremembe živčno-mišičnega sistema pojavijo še preden pride do upada sposobnosti pri premagovanju določene obremenitve, čeprav je utrujenost definirana kot nezmožnost nadaljnjega premagovanja dane obremenitve, ki se vidi kot upad sposobnosti (Asmussen, 1979). Zanimiv primer utrujenosti za opazila Psek & Cafarelli (1993), ki sta pri preučevanju aktivacije v antagonističnih mišicah med utrujanjem ugotovila, da se z utrujanjem VL sočasno pojavi povečana aktivacija BF. Do nasprotnih ugotovitev je prišel Hautier et al. (2000), ki je pri spremljanju ko-aktivacije med maksimalnim sprintom ugotovil, da le-ta upada skladno z upadanjem sile agonista. Hettinga, De Koning, Broersen, Van Geffen, & Foster (2006) so med preučevanjem utrujenost pri kolesarjenju na 4000 m ugotovili, da je proti koncu zaradi utrujenosti prišlo do padca hitrosti skladno z večjim vrednostnim EMGi v mišicah VL in BF. Avtorji so sklepali, da je prišlo zgolj do periferne utrujenosti, ki pa v tej študiji ni bila dobro pojasnjena, saj so avtorji merili EMG le na vsake 200 m in tako ni bilo mogoče točno določiti trenda naraščanja utrujenosti.

Čeprav je bila in še vedno je, biomehanika kolesarstva predmet raziskav po vsem svetu, le-ta ostaja na nekaterih področjih precej nepojasnjena. Iz obsežnega pregleda literature smo v tem članku biomehaniko kolesarstva obravnavali iz treh različnih vidikov, ki so bili do sedaj tudi najbolj raziskani. Za potrebe rehabilitacije so se avtorji predvsem ukvarjali z različnimi nastavitvami kolesa in tehnikami kolesarjenja in medtem spremljali obremenitve sklepov. Ericson s sodelavci (Ericson et al. 1985, 1986, 1988; Ericson & Nisell 1987, 1986) so objavili obsežne študije o obremenitvah in gibanjih sklepov, ki so bile sicer opravljene na treniranih kolesarjih, ampak niso omogočale pravih tekmovalnih pogojev, kot so: pedala na vpenjanje, tekmovalna drža in obremenitev relativno primerna za posameznika. V vseh študijah je bila obremenitev standardizirana (in ne individualizirana), kar se lahko izkaže za zavajajoče, saj je določena obremenitev nekaterim bolj pripravljenim kolesarjem zelo lahka, drugim pa zelo težka in sicer so to iz teh študij tudi sami ugotovili. Obremenitev ima velik pomen pri spremljanju biomehanskih parametrov, zato bi morala biti le-ta relativna glede na posameznikovo sposobnosti. V svojih študijah so spreminjali višino sedeža,

kadenco, obremenitev in postavitev nog na pedala. Pri spremljanju sil na pedalih, so ugotovili, da je mehansko učinkovita faza pedaliranja le, ko je noga v fazi potiska, ne pa v drugi fazi. Pasivna noga, t.j., ko je stopalo v drugi fazi, naj bi bila dvignjena s pomočjo aktivne noge. Te ugotovitve so nekateri drugi avtorji potrdili, spet drugi pa ovrgli. Glede sil na pedala ostajajo mnoga vprašanja še neodgovorjena. Še enkrat velja omeniti, da vsi avtorji niso uporabljali pedal na vpenjanje, zato mnoge študije v tem primeru niso reprezentivne. Zanimive ugotovitve so dobili Coyle et al. (1991), ki so pri razčlenjevanju sil ugotovili, da se večje sile v drugi fazi obrata pojavljajo pri manj izkušenih kolesarjih, vendar je končni mehanski učinek večji pri bolj izkušenih, čeprav predvsem na račun večjih sil v fazi pritiska. Bertucci et al. (2005) je s spremljanjem pogonskega navora želel ugotoviti optimalno kadenco pri kolesarjenju po ravnini in v klanec. Študijo so opravili v realnih pogojih in prikazali razlike tako v amplitudi, kot tudi v časovnem pojavljanju navora glede na cikel obrata. Večji pogonski navor se pojavlja pri nižjih kadenca, in rahlo večji, a že statistično značilni, pri kolesarjenju v klanec. Kljub zanimivim ugotovitvam avtorju ni uspelo najti modela optimalne kadence za kolesarjenju v klanec, saj je le-ta odvisna tudi od drugih, verjetno bolj pomembnih dejavnikov. Škoda je, da je avtor spremljal pogonski navor le v fazi potiska in ne tudi v pasivni fazi, saj bi zaradi tekmovalnih pogojev in opreme, ki so jo testiranci uporabljali, lahko dobro prikazal vzorce navora v drugi fazi obrata.

Sile in navor na pedalih bodo verjetno dobro pojasnjeni šele v prihodnjih študijah, saj je tehnologija močno napredovala od takrat, ko je bila opravljena večina študij. Največja neznanka ostajajo sile v drugi fazi obrata, ki s strani številnih avtorjev niso enotno razložene. Če so nekateri avtorji poročali, da ni efektivnih sil v drugi fazi obrata, sta nasprotno dokazala Sanderson & Black (2003), ki sta opazila tangencialno silo tudi v drugi fazi obrata. Večina ostalih večjih raziskav je bila opravljena pred več kot petnajstimi leti, ko je bila tako merilna tehnologija, kot tudi sama kolesa in tehnika pedaliranja na precej nižjem nivoju, kot so sedaj. Učinkovitost v drugi fazi obrata se sicer lahko vidi s spremljanjem navora skozi celoten obrat, vendar so novejšje študije preučevale le prvo fazo obrata.

Čeprav je kolesarjenje v splošnem gibanje nog po vnaprej določeni krožnici (Hug & Dorel, 2009), ne gre za enostavno gibanje, saj nanj vplivajo že najmanjše geometrijske, geografske in mnoge druge spremembe, ki bolj ali manj izrazito učinkujejo na biomehanske parametre med kolesarjenjem. Nekatere od teh dejavnikov lahko uporabimo pri doseganju ciljev, bodisi v rehabilitacijske ali v tekmovalne namene. Večina raziskav pri spremenjenih pogojih kolesarjenja je bila opravljena s ciljem razložitve vedenjskih vzorcev kolesarja in le redke so raziskave, ki so svoje rezultate znale uporabiti v praksi. Zato je potrebno nadaljnjo raziskovanje in iskanje rešitev za varnejše in učinkovitejše kolesarjenje. Avtor tega diplomskega dela verjamem, da se bodo z napredkom na diagnostični opremi bolj podrobno raziskala tudi druga odprta vprašanja s področja biomehanike kolesarstva in se bo s tem še bolj dvignili raven kolesarjenja.

## **1.5. PREDMET IN PROBLEM**

Predmet raziskave je preučiti med-mišično koordinacijo med kolesarjenjem, medtem ko problem predstavlja sprememba v med-mišični koordinaciji nog pri kolesarjenju v klanec in pri spremenjeni geometriji kolesa. Razlog za to študijo predstavlja slabo raziskano področje, saj so v preteklosti študije, ki so preučevale med-mišično koordinacijo med kolesarjenjem dokaj ozko usmerjene in nezadostno pojasnjujejo vplive naklonine, še posebej bolj strme. Večina kolesarskih tekmovanj se odloči med kolesarjenjem v klanec, zato obstaja velika potreba pri raziskovanju novih pristopov in izboljšav, kar je tudi namen te študije.

### **1.5.1. BIOMEHANSKE SPREMEMBE PRI KOLESARJENJU V KLANEC**

V preteklosti so znanstveniki pogosto raziskovali vplive kolesarjenja v klanec z različnimi pristopi. Bodisi s fiziološkimi, bodisi z biomehanskimi. V tem poglavju bodo predstavljeni rezultati raziskav, ki so bile opravljene le z EMG metodo.

Pri kolesarjenju v 4, 7 in 10 % klanec z 80 % maksimalne aerobne moči, se aktivacija večine mišic statistično značilno ne spreminja. Povišana aktivnost pri kolesarjenju v klanec je bila opazna le pri mišicah GM in m. Erector spinae (ES) (Duc et al., 2008). Na rezultate je verjetno vplivala tudi kadenca, ki ni bila vnaprej določena in se je pri večini subjektov znižala med kolesarjenjem v klanec, kar je posledično lahko privedlo do nižjih EMG vrednosti, kot sicer. Podobne rezultate sta dobila tudi Li & Caldwell (1998), ki pri spremembi naklona iz 0 na 8 % nista zaznala značilnih razlik v vzorcu EMG-ja. Opazila pa sta povečano aktivnost GM in RF med kolesarjenjem v stoje. Povečana aktivnost GM je verjetno posledica zagotavljanja večje togosti kolčnega sklepa in stabilizacije medenice.

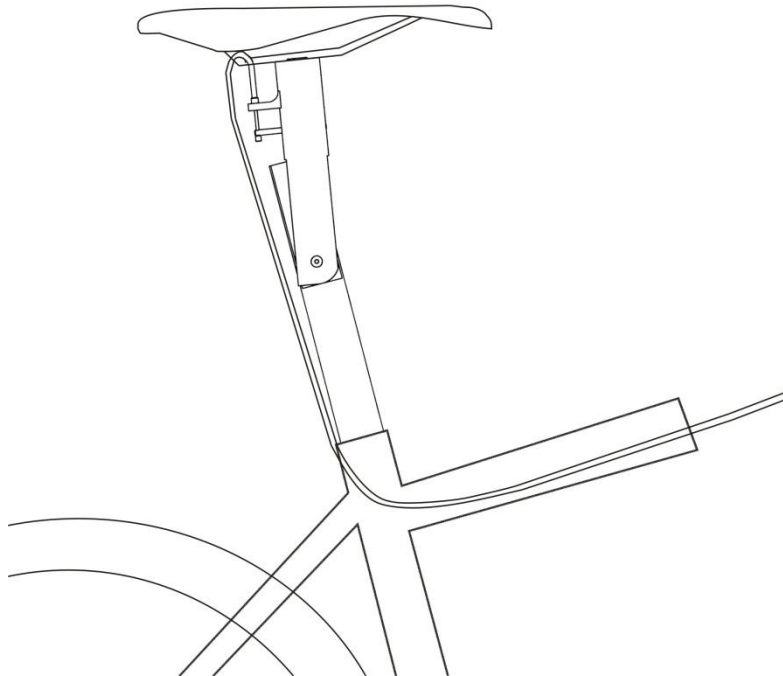
Do ravno nasprotnih rezultatov so prišli Clarys, Alewaeters, & Zinzen (2001), ki so pri spremembi naklona iz 2 % na 12 % opazili statistično značilno splošno povečano aktivacijo mišic nog. Rezultati, ki so jih predstavili slednji



avtorji se nanašajo na splošen vzorec EMG-ja mišic nog in ne na posamezne mišice. Avtorji so hkrati gledali tudi EMG aktivnost mišic rok in opazili, da se sorazmerno z večjim naklonom povečuje tudi aktivnost teh mišic.

### **1.5.2. NASTAVLJIVA SEDEŽNA OPORA**

V tem diplomskem delu bo predstavljena inovacija (Sarabon & Fonda, 2010), ki se med kolesarji do sedaj še ni pojavila. Gre za po vzdolžni legi nastavljivo sedežno oporo (NSO), ki kolesarjem potencialno omogoča lažje premagovanje strmih klancev (Slika 4). Običajno se med kolesarjenjem v klanec, predvsem pri gorskih kolesarjih na tehničnih terenih, pojavlja težava, ko morajo zagotoviti, da ima zadnje kolo dovolj oprijema in hkrati preprečujejo dvigovanje prednjega kolesa. To se običajno v praksi naredi tako, da se usedejo čisto na začetek sedeža in nagnejo naprej. Z NSO omogočimo premik težišča telesa naprej, zagotovimo udoben položaj na sedežu in ohranimo oprijem zadnjega kolesa.



**Slika 4:** Skica po vzdolžni legi nastavljive sedežne opore.

Mnogi kolesarji se pritožujejo nad bolečinami v ledvenem delu hrbtenice med kolesarjenjem. Dejstvo je, da so nekateri bolj in drugi manj dovzetni za tovrstne bolečine. Med kolesarjenjem so bolečine lahko posledice napačne nastavitve kolesa, najpogosteje kolesarskega sedeža, zato so v te namene Salai, Brosh, Blankstein, Oran, & Chechik (1999) opravili biomehansko študijo sil, ki delujejo na ledveni del hrbta med kolesarjenjem. Poročali so, da so v sagitalni ravnini sile, ki delujejo na spodnji del hrbtenice, zgolj natezne. S fluroskopsko metodo so slikali ledveno križni del ter spremljali kot med medenico in tlemi v treh različnih položajih sedeža. Sedežu so spreminjali naklon in ugotovili, da večji kot je naklon sedeža (sprednji del spuščen, t.j. nagnjen naprej), manjši je kot med medenico in tlemi. Posledično pride do manjših nateznih sil in obremenitev. Menili so, da bi ta nastavitev sedeža lahko odpravila bolečine v spodnjem delu hrbta, zato so opravili še klinično raziskavo, kjer so osemdesetim kolesarjem na kolesih različnega tipa (cestna kolesa, gorska kolesa in mestna kolesa) spremenili naklon sedeža med  $10^\circ$  in  $15^\circ$ . Po šestih mesecih so jih ponovno poklicali in vprašali po bolečini v ledvenem delu hrbtenice. Poročali so, da je 72 % kolesarjem bolečina izginila, 20 % kolesarjem se je bolečina močno zmanjšala, 7 % pa ni zaznalo sprememb pri bolečini. Priporočeno je, da se naklon sedeža ne spusti za več kot  $20^\circ$ , saj lahko kolesar nehote drsi po sedežu naprej.

Najpogosteje imajo kolesarji z bolečinami v ledvenem in križnem delu hrbta težave pri kolesarjenju v klanec. Le-te se pojavijo zaradi še večjih sil na hrbtenico, ki nastanejo zaradi prilagojene drže (nagib naprej). S po vzdolžni legi nastavljivo sedežno oporo spremenimo kot sedeža in ugodno vplivamo na zmanjšanje bolečine.

Razumevanje aktivacije mišic nog med kolesarjenjem v klanec, še posebej v bolj strme naklonine, ostaja zaenkrat neznanka. V literaturi še ne obstajajo podatki o študiji, ki bi preverjala vplive zelo strmih naklonin, katere pa so stalnica na kolesarskih tekmovanjih. Eden izmed ciljev te raziskave je torej preučiti vplive strmih naklonin (20 %) na EMG vzorec aktivacije mišic spodnjih ekstremitet, hkrati pa pri enakih pogojih preveriti učinke po vzdolžni legi in nagibu nastavljive sedežne opore.

## ***1.6. CILJI RAZISKAVE***

Cilj 1: Natančno opisati med-mišično koordinacijo pri kolesarjenju v klanec in narediti primerjalno analizo s kolesarjenjem na ravnem.

Cilj 2: S spremenjenimi geometrijskimi nastavitvami kolesa poiskati rešitve za bolj optimalno mišično aktivacijo.

## ***1.7. DELOVNE HIPOTEZE***

### **HIPOTEZA 1:**

V primerjavi s kolesarjenjem po ravnini bo pri kolesarjenju v klanec med-mišična koordinacija amplitudno in časovno spremenjena pri večini merjenih mišic

### **HIPOTEZA 2:**

Prilagojene geometrijske nastavitve kolesa med kolesarjenjem v klanec bodo vzorce mišične aktivnosti približale tistim, ki smo jih izmerili pri kolesarjenju po ravnini in bodo spoznane za bolj učinkovite pri kolesarjenju v klanec.

## **2. METODE**

### **2.1. MERJENCI**

V raziskavi je prostovoljno sodelovalo 12 moških treniranih gorskih kolesarjev [(povprečje  $\pm$  standardni odklon) starost  $22 \pm 7,7$  let, telesna višina  $178,3 \pm 6,2$  cm, telesna teža  $70 \pm 9$  kg]. Merjenci so bili izkušeni tekmovalci v gorskem kolesarstvu. Vsi merjenci so bili seznanjeni z nevšečnostmi in dobrobitjo raziskave ter so podpisali informirano privolitev (mladoletnim so podpisali tudi starši/skrbniki). Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko.

### **2.2. MERILNA OPREMA**

Meritve so se izvajale na posebej zasnovani železni platformi, ki omogoča vpetje kolesarskega ergometra in simulira naklon (Slika 5). Kolesarski ergometer (Tacx – Excel, Nizozemska) je elektronski nastavljen in s svojo elektromagnetno zavoro omogoča natančno nastavitev obremenitve. Merjenci so meritve izvajali na lastnem gorskem kolesu, v katerega je bila nameščena NSO. Zajem signalov električne aktivnosti mišice je potekal z brezžičnim 8-kanalnim EMG inštrumentom (Noraxon – TeleMyo 2400 G2, ZDA)



**Slika 5:** Železna platforma, ki simulira naklon in v katero je vpet kolesarski ergometer in kolo. V kolo je vstavljena tudi NSO.

### **2.3. POTEK MERITEV**

Vsak merjenec je opravil dva obiska meritev, med katerima je minilo vsaj dva dni. Pri prvem obisku je merjenec izvedel več-stopenjski obremenilni test (+30 W na 2 minuti) do izčrpanja, kjer se je najvišja dosežena obremenitev, katero je merjenec premagoval vsaj 1 minuto, smatrala kot največja dosežena moč.

Na drugem testu je merjenec izvedel vse meritve na 80 % največje moči, ki jo je dosegel v prvem testu. Na merjenca smo namestili samolepilne EMG elektrode v skladu s priporočili SENIAM za bipolaren način zajemanja površinskega EMG signala. Priprava kože je vključevala britje, aplikacijo »Nuprep« gela (Weaver and Co., Aurora, Colorado) za zmanjšanje impedance kože in očiščenje z alkoholom. Pri zajemanju signala električne aktivnosti

mišice z EMG napravo so bili upoštevani predlagani standardi. Elektrode so bile nameščene na naslednje mišice: TA, SO, GC, VL, VM, RF, BF in GM.

Po pripravi in namestitvi elektrod je merjenec opravil normalizacijsko meritev z metodo največje izometrične kontrakcije (MVCI) in se nato ogrel s standardiziranim protokolom (10-minutno kolesarjenje na zmerni obremenitvi in kadenco 90 obratov na minuto). Po naključnem vrstnem redu je opravil 5 meritev po 2 minuti v različnih pogojih s kadenco 90 obratov/min. Vsaka meritev oziroma zajem signalov se je pričel, ko je merjenec postopoma dosegel ciljno obremenitev.

### **Pogoji:**

- Ravnina (*R*)
- 10% naklon z nespremenjeno geometrijo kolesa (*10%*)
- 10% naklon s spremenjeno geometrijo kolesa (*10%NSO*)
- 20% naklon z nespremenjeno geometrijo kolesa (*20%*)
- 20% naklon s spremenjeno geometrijo kolesa (*20%NSO*)

Spremenjena geometrija kolesa je pomenila, da se je NSO nastavila tako, da je merjencu omogočala raven in naprej pomaknjen sedež (nagib sedeža enak naklonu). Med vsako meritvijo je imel merjenec 5 minut aktivnega odmora (kolesarjenje na 100 W).

EMG signali so bili po zajemu poravnani, frekvenčno filtrirani (20 – 750 Hz, Butterworth, drugi red), obrnjeni in poglajeni. Povprečen signal vsake mišice je bil sestavljen iz celotnega 2-minutnega testa, pri čemer je trigger (optični senzor, Leuze Electronic, Germany) služil kot začetek cikla. Signali so bili nato normalizirani glede na MVCI.

Kjer je signal presegel 10 % MVCI se je smatralo kot začetek aktivnega dela, konec pa, ko je mišična aktivnost ponovno padla pod omenjeno vrednost.

## 2.4. STATISTIČNA OBDELAVA

Odvisne spremenljivke pri testiranju razlik so:  $R:10\%$ ,  $R:20\%$ ,  $R:10\%NSO$ ,  $R:20\%NSO$ ,  $10\%:10\%NSO$  in  $20\%:20\%NSO$ .

Razlike v začetku in koncu aktivnega dela ter obseg aktivnosti posamezne mišice med pogoji smo testirali z analizo variance za ponovljiva merjenja (RANOVA) ter s *post-hoc* t-testom ( $p < 0,05$ ).

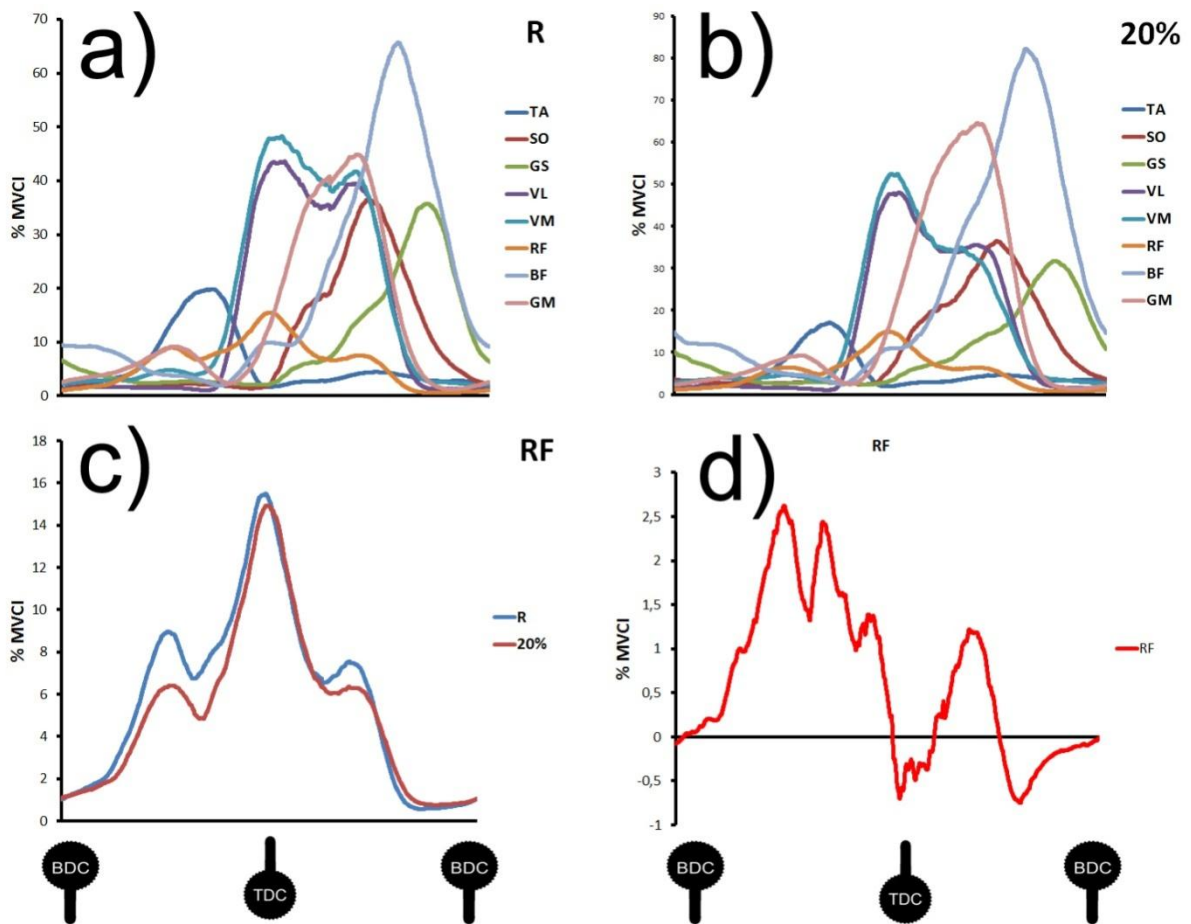
Razlike v največji vrednosti amplitude za posamezno mišico med vsemi pogoji smo testirali z RANOVO ter s *post-hoc* t-testom ( $p < 0,05$ ).

Fazne zamike in timing mišične aktivnosti se je nato testiralo še s kros-korelacijskim časovnim zamikom, ki se ga je statistično preverilo s t-testom za en vzorec ( $p < 0,05$ ). Kros-korelacija je časovni zamik enega signala proti drugemu do mesta, kjer sta si najbolj podobna (Wren, Do, Rethlefsen, & Healy, 2006).

Kros-korelacijski koeficient ( $r$ ) je bil izračunan za testiranje razlik med signaloma, ko sta bila kros-korelacijsko poravnana (Li & Caldwell, 1999).

S t-testom za en vzorec se je testiralo največje difference signalov. Diferenca signala je opredeljena kot rezultat razlike med dvema signaloma (Slika 6). Pozitivne vrednosti diferenc pomenijo, da ima amplituda signala, ki je v enačbi zmanjševalec, večjo vrednost od signala, ki je odštevanec. Če je vrednost difference negativna, ima odštevanec večjo vrednost kot zmanjševalec. (primer: signalu ene mišice v pogoju 1 odštejemo signal s pogoja 2 in kot rezultat nastane signal, ki je diferenca signalov s pogoja 1 in pogoja 2)





**Slika 6:** a) primer mišične aktivnosti za vse mišice med pogojem *R*. b) primer mišične aktivnosti za vse mišice med pogojem *20%*. c) primer mišične aktivnosti za mišico RF med pogojema *R* in *20%*. d) primer difference za mišico RF med pogojema *R* in *20%*.

### 3. REZULTATI

#### 3.1. RAZLIKE MED RAVNINO IN 10% TER 20% NAKLONA

Primerjava v začetku, koncu in trajanju mišične aktivnosti med vsemi tremi pogoji (R, 10%, 20%) je pokazala statistično značilne razlike (RANOVA;  $p < 0,05$ ) za mišico RF v začetku aktivnosti, medtem, ko se omenjeni parameter ni razlikoval pri drugih mišicah. *Post-hoc* analiza je pokazala, da se je RF statistično značilno razlikovala med R in 20% (t-test;  $p < 0,05$ ).

Primerjava največjih amplitud EMG aktivnosti med vsemi tremi pogoji kolesarjenja (R, 10% in 20%) je pokazala statistično značilne razlike (RANOVA;  $p < 0,05$ ) za mišici RF in BF, medtem ko se omenjeni parameter ni statistično značilno spremenil pri ostalih mišicah. RF je v primerjavi z R med 10% manj aktivna (za  $5,9 \pm 8$  % MVCI). Med 20% je v primerjavi z R aktivna še manj (za  $9,5 \pm 13,1$  % MVCI) kot med 10%. BF je med 10% desegala manjše največje amplitudne vrednosti kot med R (za  $3,5 \pm 7,6$  % MVCI), med 20% pa se je v primerjavi z R največja aktivnost povečala (za  $5,3 \pm 12,2$  % MVCI).

Časovni zamik mišične aktivnosti med pari pogojev kolesarjenja, ki smo ga preučevali preko časovnega zamika kros-korelacijske analize ni bil statistično značilen pri primerjavi R in 10%. Med pogojem R in 20% je prišlo do statistično značilnega časovnega zamika kros-korelacijske analize v mišični aktivaciji pri mišicah GC ( $4^\circ \pm 4,8^\circ$ ) in RF ( $6^\circ \pm 6^\circ$ ).

Kros-korelacijski koeficient je dosegel visoke vrednosti (med 0,83 do 0,99) pri vseh mišicah v vseh primerjavah vseh treh pogojev kolesarjenja (R, 10%, 20%)

Največje pozitivne difference med pogojem R in 10% so bile statistično značilne pri vseh mišicah, le pri GM ne. Največje negativne difference v primerjavi med istima pogojema so bile statistično značilne pri vseh mišicah, le pri mišicah SO in GC ne.

Med pogojem R in 20% je prišlo do statistično značilnih največjih pozitivnih diferenc pri vseh mišicah, do negativnih pa le pri RF ne (Tabela 2).

	<b>TA</b>	<b>SO</b>	<b>GC</b>	<b>VL</b>	<b>VM</b>	<b>RF</b>	<b>BF</b>	<b>GM</b>
<b>R:10, pozitivne</b>	9,2±7,3 *	10,1±12,5 *	8,7±5,2 *	12,2±16,1 *	10,7±9,2 *	10,7±10,3 *	11,1±7,9 *	11,1±21
<b>R:20, pozitivne</b>	11,4±6,1 *	12,2±11,1 *	7,2±4,9 *	12,7±8,1 *	10,7±5,3 *	13,5±11 *	9,4±6,2 *	7,7±8,5 *
<b>R:10, negativne</b>	7,6±7,6 *	11,8±28,5	12,0±20,2	7,7±8,3 *	6,3±6,1 *	4,3±6,5 *	8,6±7,5 *	7,7±6,2 *
<b>R:20, negativne</b>	8,0±8,0 *	13,0±14,9 *	13,9±13,7 *	10,0±11,3 *	9,0±9,3 *	3,3±5,8	19,7±9,2 *	13,2±10,4 *

**Tabela 2:** Največje vrednosti diferenc pri primerjavah med nakloni in ravnino (v odstotkih MVCI; povprečje ± standardni odklon; \* statistična značilna diferenca).

### **3.2. RAZLIKE V MIŠIČNI AKTIVACIJI PRI SPREMENJENIH GEOMETRIJSKIH NASTAVITVAH MED VOŽNJO V KLANEC**

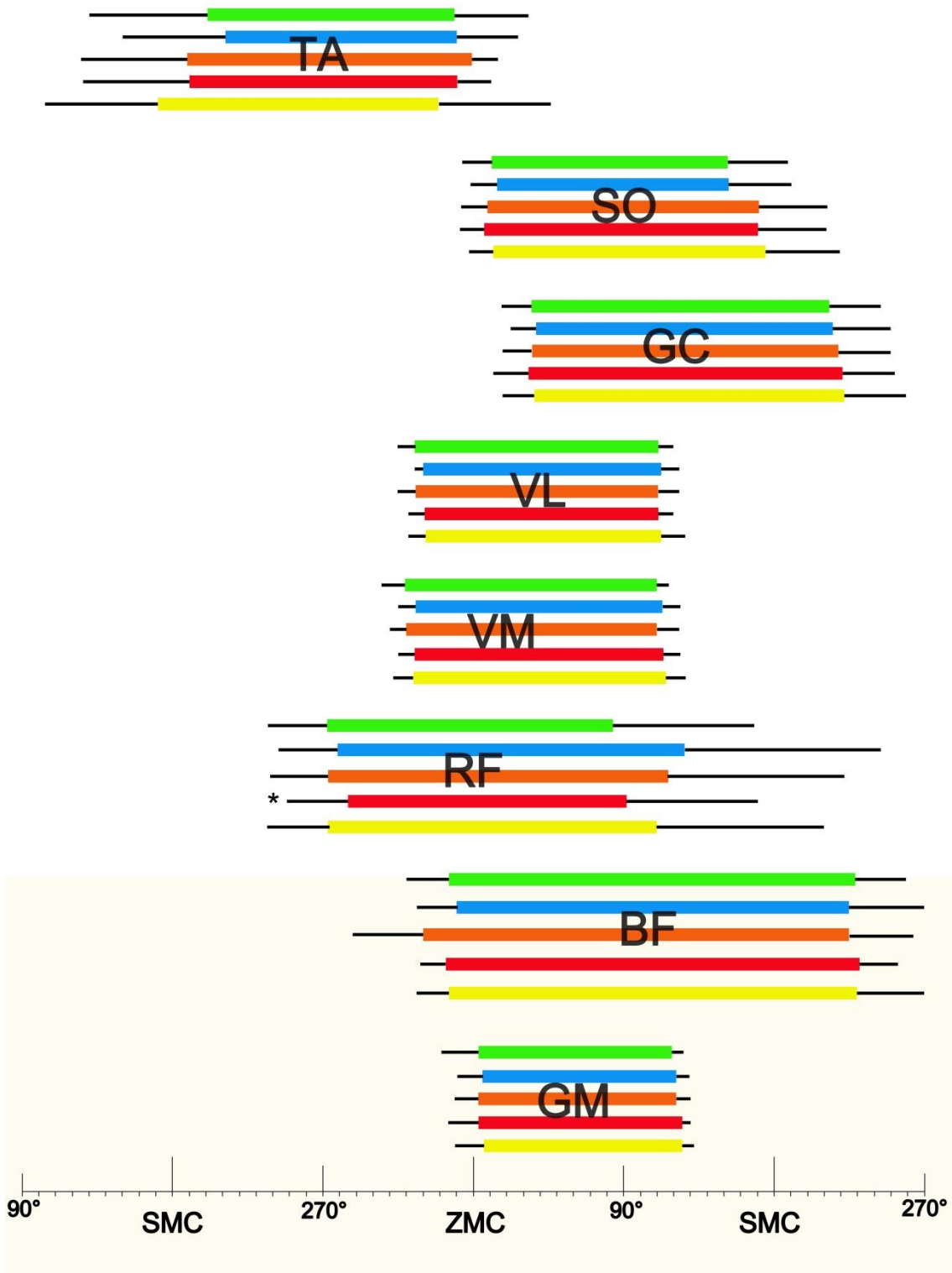
Spremenjene geometrijske nastavitve med 10% niso povzročile statistično značilne razlike (RANOVA;  $p < 0,05$ ) v začetku, koncu in trajanju mišične aktivnosti.

Primerjava v začetku, koncu in trajanju mišične aktivnosti med tremi pogoji (R, 20%, 20%NSO) je pokazala statistično značilne razlike (RANOVA;  $p < 0,05$ ) za mišice RF v začetku aktivnosti, SO v koncu aktivnosti in TA v trajanju aktivnosti. Nadaljna analiza je pokazala, da je statistična razlika (t-test;  $p < 0,05$ ) prisotna zgolj pri RF v primerjavi 20% in 20%NSO.

Začetek, konec in trajanje mišične aktivnosti za vse mišice v vseh pogojih je grafično prikazano na Sliki 7.

Največje amplitude za RF, ki so bile statistično značilno različne med kolesarjenjem v 10% in 20%, niso bile statistično značilne med 10%NSO in 20%NSO. Statistično značilne razlike so se ponovno pojavile pri testiranju razlik med 10% in 10%NSO ( $3,8 \pm 7,7$  % MVCI) ter med 20% in 20%NSO ( $5 \pm 5,9$  % MVCI). Pri BF je bila prisotna statistično značilna razlika, v primerjavi R:10%NSO ( $6 \pm 10,6$  % MVCI), medtem ko pri primerjavi R:20%NSO ni bilo opaziti statistično značilnih razlik. Statistično značilna razlika je bila prisotna pri testiranju razlik med 20% in 20%NSO ( $5 \pm 12,3$  % MVCI), medtem, ko med 10% in 10%NSO ni bilo statistično značilnih razlik.

■ ravnina 
 ■ 10 % 
 ■ 10 % NSO 
 ■ 20 % 
 ■ 20 % NSO



**Slika 7:** prikaz mišične aktivnosti v vseh pogojih za vse mišice. Statistično značilna razlika v primerjavi z ravnino je označeno z \* ( $p < 0,05$ ).

Časovni zamik mišične aktivnosti med pari pogojev kolesarjenja, ki smo ga preučevali preko časovnega zamika kros-korelacijske analize, ni bil statistično značilen pri primerjavi *R*, *10%* in *10%NSO*. Med pogojem *20%NSO* v primerjavi z *R* je bil časovni zamik kros-korelacijske analize statistično značilen pri mišicah GC ( $1,9^\circ \pm 4,3^\circ$ ), BF ( $1,4^\circ \pm 3,7^\circ$ ) in GM ( $1,8^\circ \pm 5,4^\circ$ ), mejne vrednosti pa je dosegel pri TA ( $1,2^\circ \pm 4,8^\circ$ ) in VL ( $1,5^\circ \pm 6,4^\circ$ ). Pri primerjavi pogoja *20%* in *20%NSO* so bile statistično značilne razlike prisotne pri SO ( $1,4^\circ \pm 4,8^\circ$ ), GC ( $9,6^\circ \pm 3,7^\circ$ ) in RF ( $-1,6^\circ \pm 5,4^\circ$ ). Negativna vrednost faznega zamika pomeni, da je bil signal zamaknjen v levo, torej se je signal v ciklu obrata pojavil prej.

Kros-korelacijski koeficient je dosegel visoke vrednosti (med 0,83 do 0,99) pri vseh mišicah v vseh primerjavah vseh treh pogojev kolesarjenja (*R*, *10%*, *10%NSO*, *20%*, *20%NSO*)

Največje pozitivne difference so bile statistično značilne v primerjavi *R* z *10%NSO* in *20%NSO* v vseh mišicah, le pri GM ne, do negativnih največjih diferenc pa je prišlo v vseh mišicah.

Pri primerjavi *10%* in *10%NSO* je prišlo do statistično značilnih diferenc pri mišicah TA, SO, GC, VM in BF, do statistično značilnih največjih negativnih diferenc pa pri TA, SO, GC, VM, RF in BF. Največje pozitivne difference so bile statistično značilne pri primerjavi *20%* in *20%NSO* pri vseh mišicah, le pri RF ne, največje negativne difference pa so bile statistično značilne pri vseh mišicah (Tabela 3).

	<b>TA</b>	<b>SO</b>	<b>GC</b>	<b>VL</b>	<b>VM</b>	<b>RF</b>	<b>BF</b>	<b>GM</b>
<b>R:10nso, pozitivne</b>	29,7±14,9 *	8,3±7,5 *	6,6±4,4 *	10,2±10,8 *	8,1±7,1 *	6,7±5,5 *	15,9±13,1 *	12,6±26,2 *
<b>R:20nso, pozitivne</b>	27,5±10,9 *	9,0±9,0 *	7,5±7,4 *	5,7±27,6 *	14,9±13 *	9,1±6,9 *	12,2±7,6 *	13±22,1 *
<b>10:10nso, pozitivne</b>	5,4±6,7 *	8,4±10,6 *	7,1±9 *	10,7±18,4 *	6,6±9,4 *	3,5±5,8 *	11,2±8 *	10,8±20,4 *
<b>20:20nso, pozitivne</b>	4,6±5,6 *	10,6±7,5 *	9±8,3 *	9,6±8,6 *	7,3±4,6 *	2,6±5,6 *	18,8±13,1 *	16±22,8 *
<b>R:10nso, negativne</b>	3,1±1,7 *	13,4±21,1 *	15,3±15,8 *	11,8±13,2 *	9,9±10,1 *	5,4±7,3 *	6,9±3,5 *	10,9±11,3 *
<b>R:20nso, negativne</b>	3,3±2,1 *	11,1±14,1 *	15,8±10,7 *	0,9±0,5 *	10±9,6 *	5,7±6,5 *	13,2±10,2 *	14,5±13,4 *
<b>10:10nso, negativne</b>	9,8±7,8 *	11,6±14,2 *	12,2±9,6 *	16±25,5 *	11,9±11,4 *	10±12,9 *	8,4±7,5 *	13,7±22,1 *
<b>20:20nso, negativne</b>	9,3±5,4 *	11,6±8,7 *	10,17,9 *	13,6±10,7 *	11,2±4,4 *	9,9±6,2 *	12,1±14,9 *	11,3±13 *

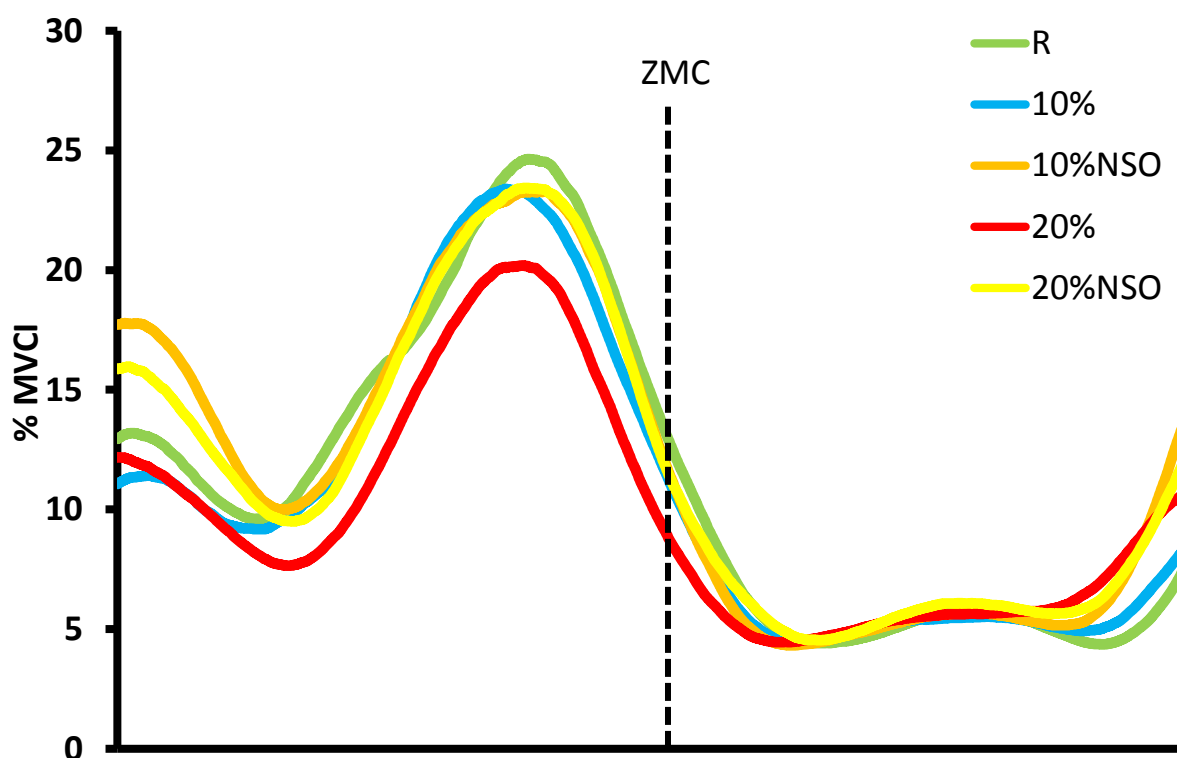
**Tabela 3:** Največje vrednosti diferenc v pogojih s spremenjenimi geometrijskimi nastavitvami kolesa (NSO). (v odstotkih MVCI; povprečje±standardni odklon; \* statistična značilna diferenca ( $p < 0,05$ )).

### 3.3. PRIMERJAVE POVPREČNIH SIGNALOV

Kljub uporabi do sedaj znanih statističnih metod za testiranje razlik in podobnosti med EMG signali smo opazili pomanjkanje občutljivosti teh metod. Z namenom lažje predstave o vzorcih mišične aktivnosti je v tem poglavju predstavljen še drugačen, grafičen prikaz za primerjavo med signali, ki nas bo vodil k nadaljnjim kvantitativnim analizam območij v katerih smo mišico definirali kot aktivno.

Vsi grafi vsebujejo podatke, ki so povprečni za vseh 12 oseb.

#### 3.3.1. TIBIALIS ANTERIOR

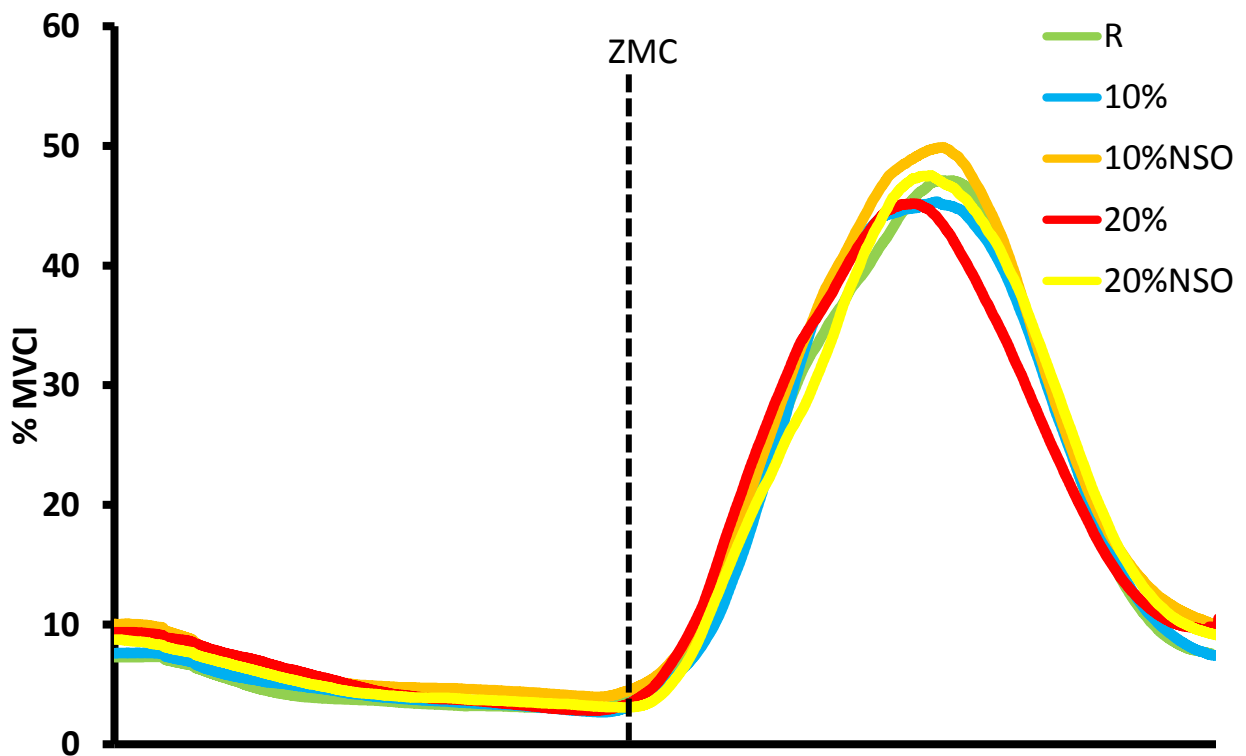


**Slika 8:** Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico tibialis anterior.

Pri mišici TA je iz grafičnega prikaza (Slika 8) dobro videti, da sta v primerjavi proti ravnini najbolj podobna vzorca mišične aktivnosti, ko se uporabi nastavljiva sedežna opora. Najbolj izrazita sprememba se pojavi med 20% (manjša aktivnost, ki pa ni statistično značilna), medtem med 10% zasledimo vrh aktivnost rahlo prej kot pri kolesarjenju po ravnini.



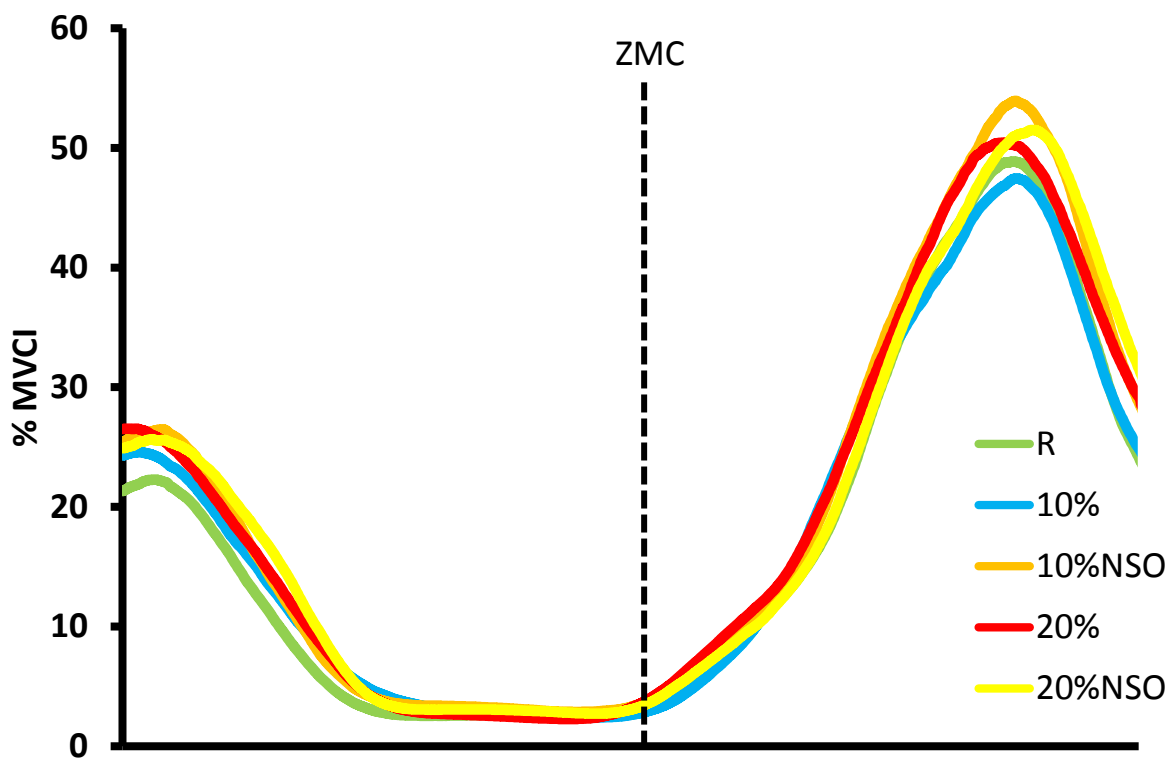
### 3.3.2. SOLEUS



Slika 9: Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico soleus.

Pri mišici SO je opaziti zmanjšano aktivnost (Slika 9) med 10% in 20%, ki pa ni opazna, ko se spremenijo geometrijske spremembe kolesa. Med 10%NSO je aktivnost še rahlo povečano, medtem ko je med 20%NSO opaziti veliko podobnost v vzorcu mišične aktivnosti v primerjavi z ravnino.

### 3.3.3. GASTROCNEMIUS

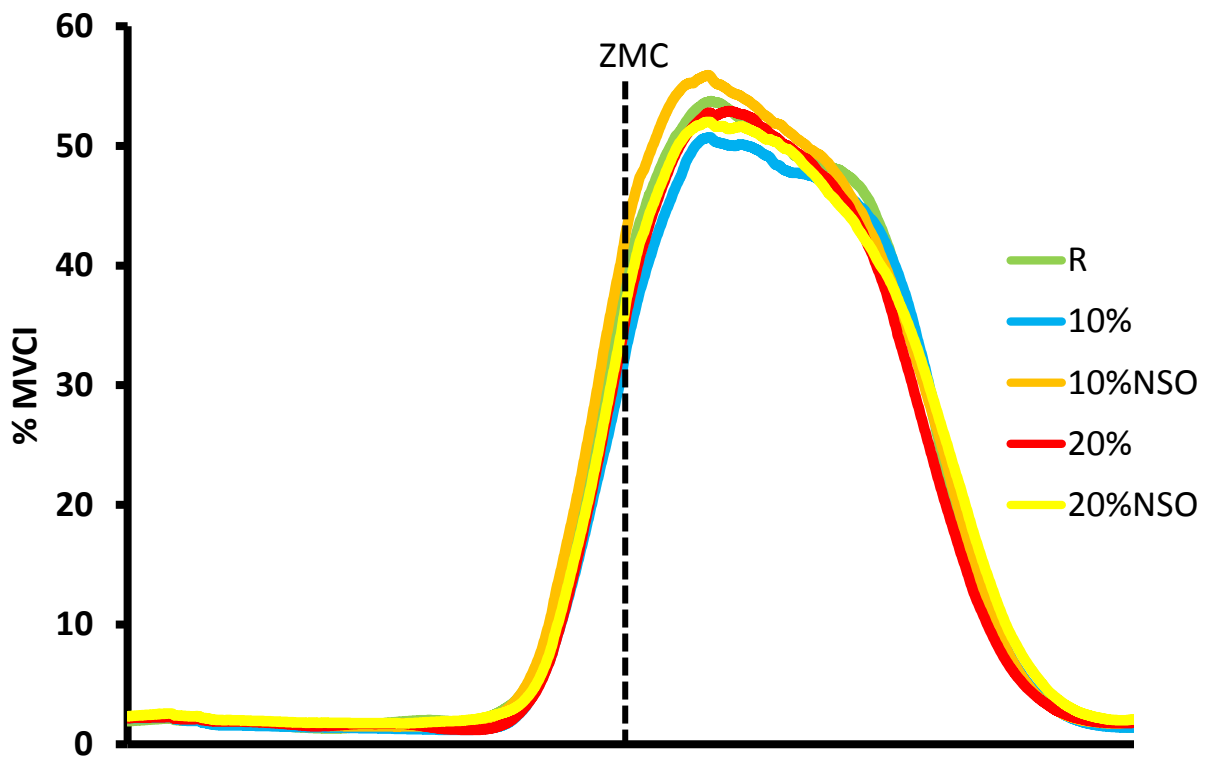


**Slika 10:** Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico gastrocnemius.

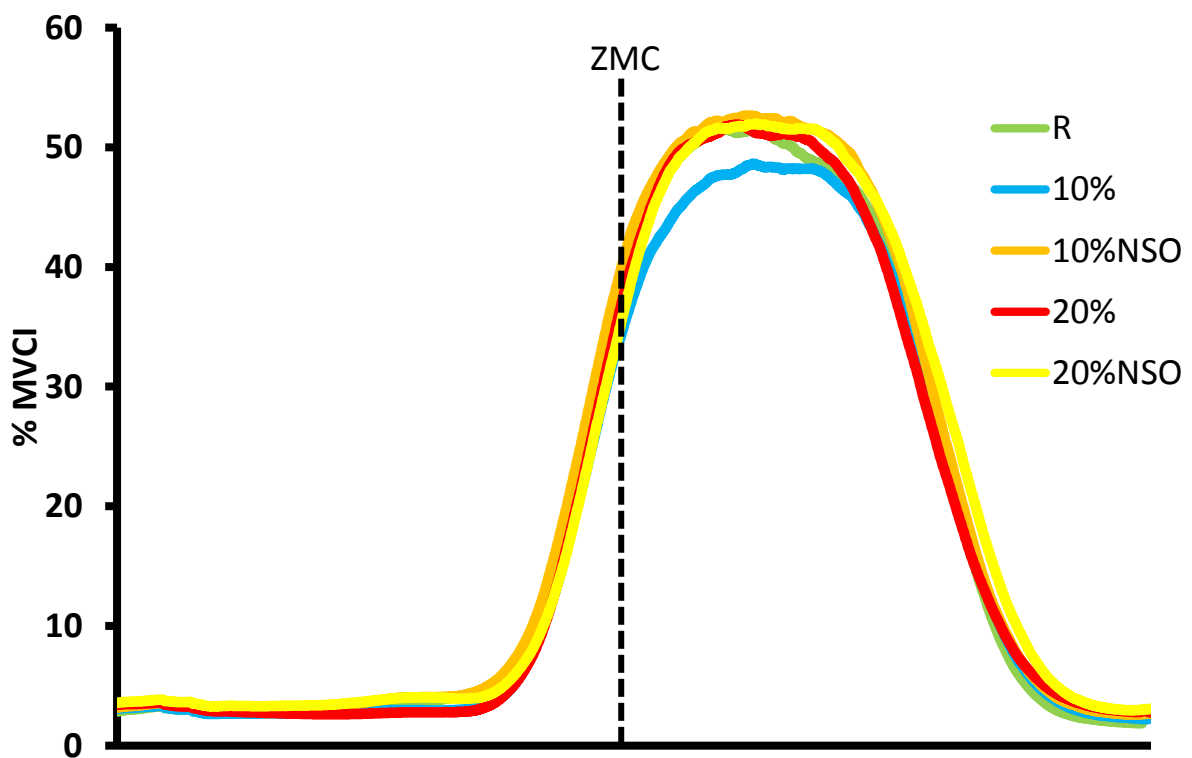
Mišica GC je zelo ne-konsistentna glede mišične aktivnosti. Med 10% je opaziti zmanjšanje aktivnosti, medtem, ko je pri 20% opaziti povečano aktivnost (Slika 10). Nobena od teh sprememb ni statistično značilna. Pri spremenjeni geometriji kolesa v vzorcih mišične aktivnosti ni prišlo do večjih podobnosti do *R*, saj je aktivnost mišice povečana v obeh naklonih. Prav tako je opaziti rahel zamik v desno, kar pomeni, da je mišica med kolesarjenjem v klanec s spremenjeno geometrijo kolesa aktivna nekoliko kasneje v ciklu. Ta podatek gre z roko v roko tudi s časovnim zamikom kros-korelacijske analize, ki za mišico GC med 20%NSO v primerjavi z ravnino znaša skoraj 2°.

Pri mišici GC je opaziti tudi drugi, manjši vrh aktivnosti, ki nastopi okoli SMC, kjer je med vsemi pogoji v klanec, z in brez geometrijskih sprememb kolesa, opaziti rahlo povečano mišično aktivnost kot med kolesarjenjem po ravnini.

### 3.3.4. VASTUS LATERALIS in VASTUS MEDIALIS



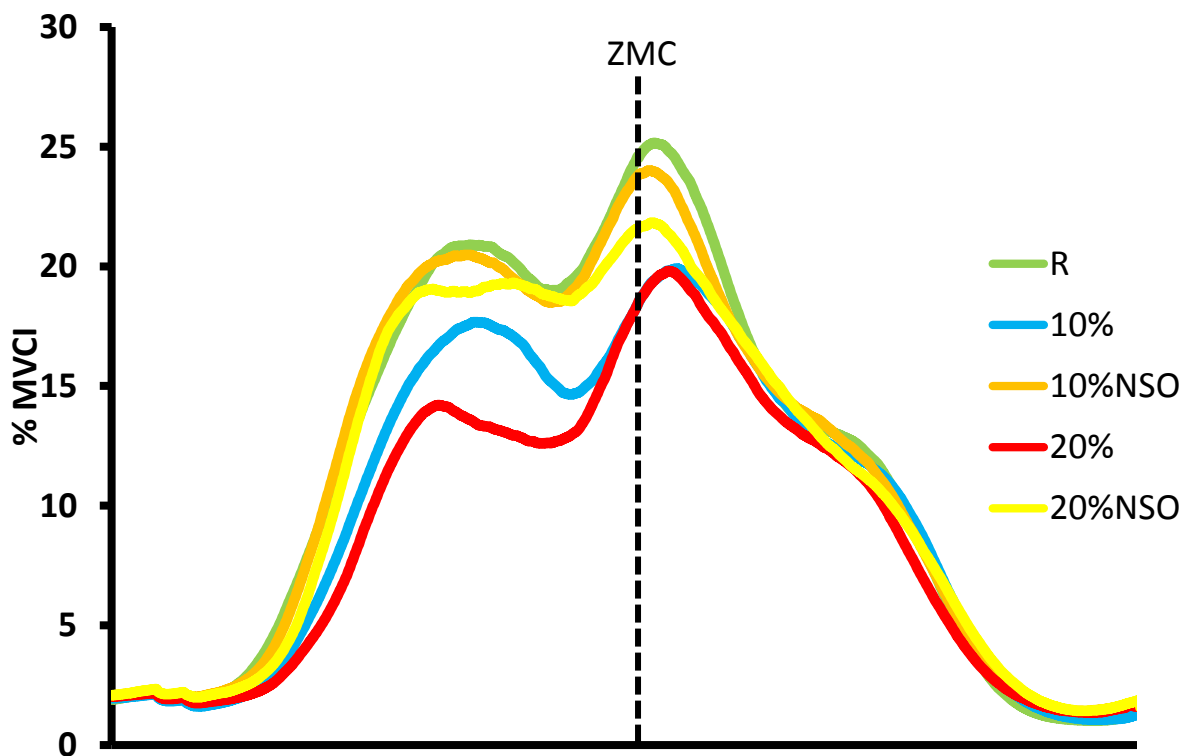
Slika 11: Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico vastus lateralis.



Slika 12: Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico vastus medialis.

Tako VL, kot tudi VM sta si v vzorcu mišične aktivnosti zelo podobni mišici. Iz grafičnih (Slika 11 in Slika 12) in tudi iz številskih prikazov je videti, da opravljata isto funkcijo v istem razponu delovanja. Vzorci mišične aktivnosti se med pogoji niso bistveno razlikovali, le pri VL je opaziti nekoliko zmanjšano aktivnost med 10%. Sicer ni prisotnih statistično značilnih razlik.

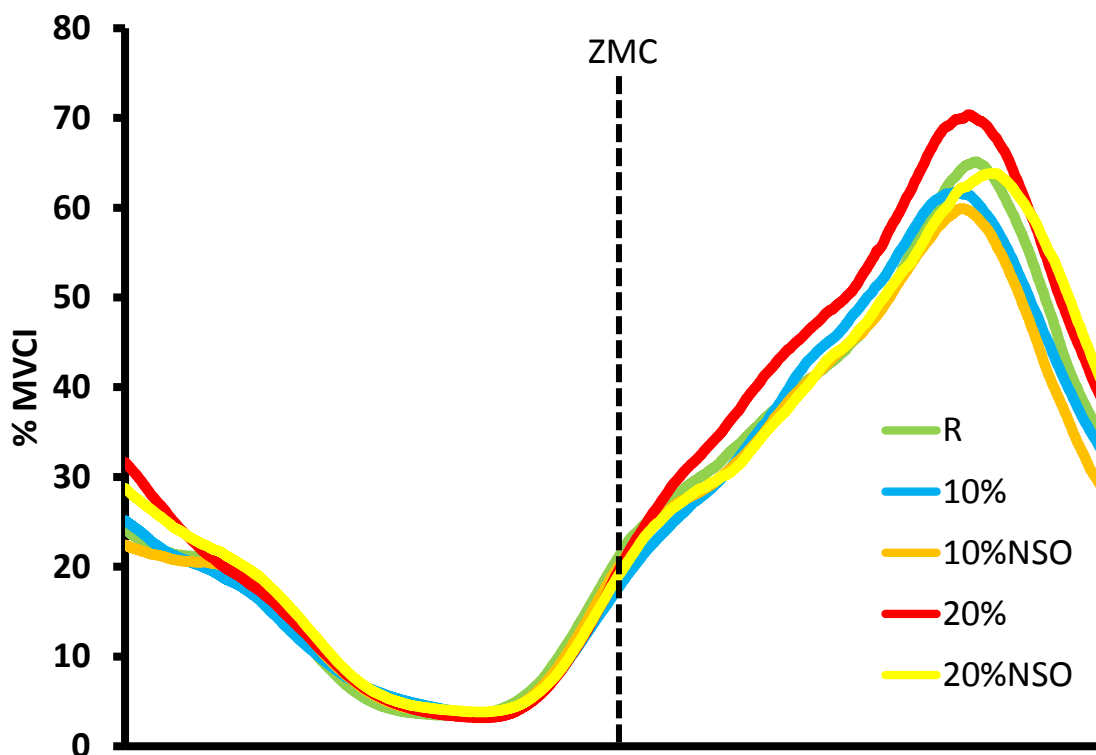
### 3.3.5. RECTUS FEMORIS



**Slika 13:** Prikaz vzorca mišične aktivnosti za mišico rectus femoris.

Iz grafičnih prikazov (slika 13) je dobro razvidno, da imajo naklonine velik vpliv na vzorec mišične aktivnosti pri mišici RF, ki pa se lahko prepreči s spremenjeno geometrijo kolesa. Zmanjšana aktivnost te dvosklepne mišice je opazna med 20% in 10% (statistično značilno). V RF je zaslediti tudi povečano aktivnost v fazi upogiba kolka (okoli 270°), kjer so razlike v nivoju aktivnosti še bolj izrazite kot v fazi okoli ZMC, kjer RF doseže svoje največje vrednosti. Razlike v amplitudi grede z roko v roki tudi s kros-korelacijskim časovnim zamikom, ki je v primerjavi z R statistično značilen med 20%, ni pa statistično značilen med 20%NSO.

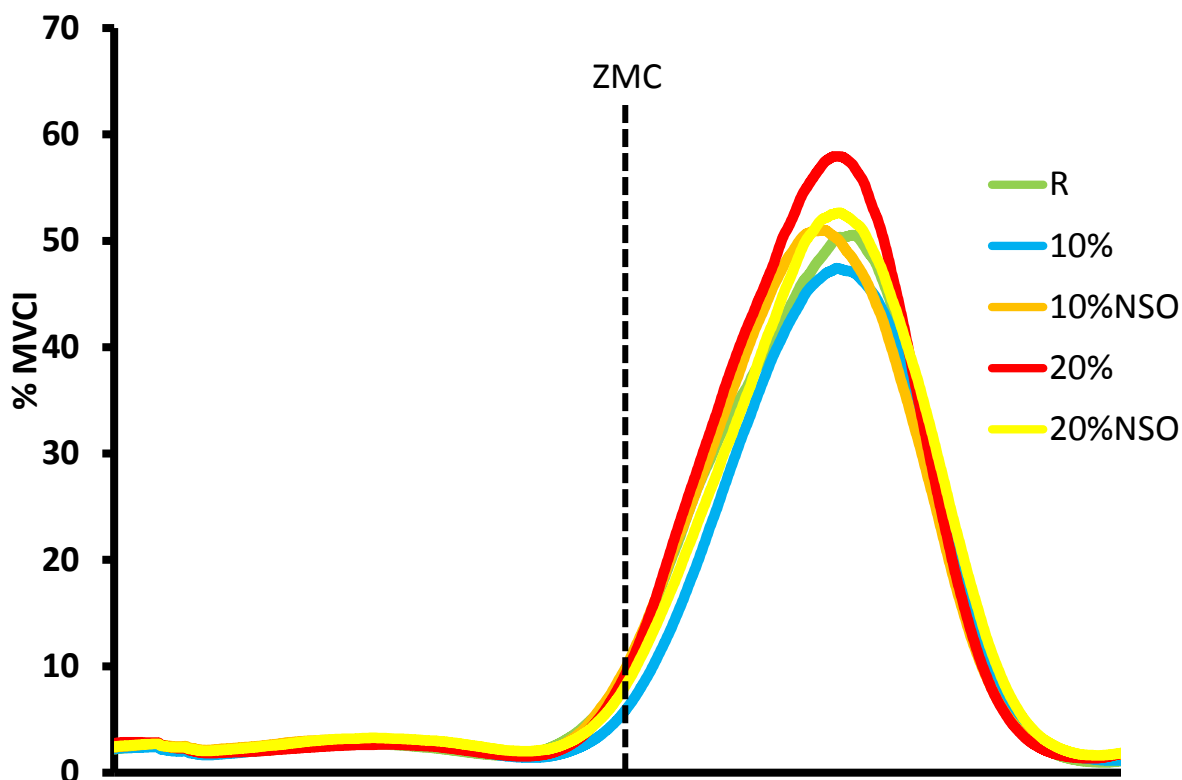
### 3.3.6. BICEPS FEMORIS



**Slika 14:** Prikaz vzorca mišične aktivnosti za mišico biceps femoris.

Že iz grafičnega prikaza (Slika 14) je razvidno, da je prisotna razlika v nivoju aktivnosti med 20% v primerjavi z *R*. Omenjena razlika (20%;*R*) je tudi statistično značilna. Pri 10%, 10%NSO in 20%NSO v primerjavi z *R* razlik v amplitudi ni. V amplitudi je največja podobnost v vzorcu mišične aktivnosti prisotna ravno med *R* in 20%NSO, čeprav je videti, da je vrh največje aktivnosti med 20%NSO rahlo zamaknjen v desno (se pojavi kasneje v ciklu). O tem govori tudi statistično značilen časovni zamik kros-korelacijske analize (1,4°).

### 3.3.7. GLUTEUS MAXIMUS



**Slika 15:** Prikaz povprečnega vzorca mišične aktivnosti za mišico gluteus maximus.

V odsotnosti statističnih razlik v nivoju aktivnosti za mišico GM, je iz grafičnih prikazov (Slika 15) razvidno, da je največja razlika, v primerjavi z *R*, prisotna med 20%. Zanimivo, da med 20% amplituda dosega največje vrednosti ( $60,8 \pm 47,5$  % MVCI), medtem ko med 10% dosega najmanjše vrednosti ( $49,4 \pm 31,6$  % MVCI). Za 10%NSO in 20%NSO je opaziti, da se vrhova največje aktivnosti pojaviti nekoliko prej kot med *R*.

V tej študiji smo uporabili nekatere, do sedaj najpogosteje uporabljene metode za analizo EMG signalov med cikličnim gibanjem (Hug & Dorel, 2009). Kljub nekaterim statistično značilnim razlikam, konvencionalni pristopi analiz niso pokazali visoke ravni občutljivosti. Teoretična izhodišča in opažanja na osnovi dinamike aktivnosti posamičnih mišic pod različnimi pogoji kolesarjenja, ki smo jih predstavili v tem pod-poglavju, nas navajajo k

uporabi novih algoritmov. S pomočjo slednjih bomo podrobneje obdelali EMG signale v območju, ki smo ga opredelili kot aktivno fazo posamične mišice.

## 4. RAZPRAVA

Po obsežnem pregledu literature (Fonda & Sarabon, 2010) je videti, da določena področja biomehanike kolesarstva še niso dobro pojasnjena. Bodisi zaradi še ne opravljenih študij na tem področju, bodisi zaradi nasprotujočih si rezultatov do sedaj opravljenih študij. Obstoječe kolesarske študije so v veliki meri iskale rešitve za potrebe rehabilitacije in preventive (Ericson et al., 1985) ter pojasnjevale motorično obnašanje v standardiziranih pogojih (Houtz & Fischer, 1959; Raasch & Zajac, 1999; Ryan & Gregor, 1992) kolesarjenja. Le redke so študije (Jeukendrup & Martin, 2001), ki bi iskale nove, inovativne, optimizacijske pristope za izboljšanje tekmovalnega nastopa.

Z vidika tekmovalne uspešnosti ima vpliv vožnje v klanec izreden pomen, saj se velika večina tekmovalcev odloča ravno pri vožnji navkreber. Zanimivo je, da so kolesa in oprema narejena tako, da kar najbolj ustrezajo kolesarjenju po ravnini. To pomeni raven sedež, aerodinamično postavljeno krmilo, itd. Skratka, oprema pri vožnji v klanec ne omogoča posebnih prilagoditev. Sila gravitacije na kolesarja pri vožnji v klanec deluje drugače, kot pri kolesarjenju po ravnini. Za primer so lahko kar kolesarju dokaj nepomemben člen, t.j. roke. Med kolesarjenjem po ravnini delujejo kot opora, s katero smo naslonjeni na krmilo. Pri rahlem vzponu to vlogo izgubijo in praktično ne igrajo pomembnejše vloge, medtem ko pri strmih vzponih zagotavljajo oporo, ampak v ravno nasprotni smeri, kot to počnejo pri ravninskem kolesarjenju (Clarys et al., 2001). Pri gorskih kolesarjih to postane še bolj izrazito, ko se morajo pri premagovanju strmih vzponov še spretno izogibati oviram na progi. Takrat se celoten položaj telesa prilagaja razmeram in je daleč od tistega optimalnega, kakršen je med kolesarjenjem po ravnini.

Zaradi prilagoditve telesne drže med kolesarjenjem v strme naklonine je logično, da lahko pride do spremenjene med-mišične koordinacije nog. Cilj te študije je bil, da se preveri kakšen vpliv ima 10 in 20 % naklona na med-mišično koordinacijo nog in ali spremenjene geometrijske nastavitve približajo vzorce mišične aktivacije tistim po ravnini. Spremenjene geometrijske nastavitve so bile dosežene s po vzdolžni legi nastavljlivo sedežno oporo, ki je sedež postavila vodoravno, navkljub naklonu, ki ga je



kolesar premagoval. S tem se je omogočilo kolesarju, da je med kolesarjenjem v klanec imel dobro oporo in ni drsel s sedeža.

Cilj naše raziskave je bil preučiti vplive naklonin na med-mišično koordinacijo nog ter obenem preveriti, kakšen vpliv ima nastavljiva sedežna opora. S kombinacijo raznolikih metodoloških prijemov (načini analize signalov in statistični pristopi) nam je uspelo dobro prikazati razlike v mišični aktivnosti med posameznimi pogoji.

Glede na dobljene rezultate, lahko postavljene hipoteze, ki pravijo, da *bo med-mišična koordinacija spremenjena med kolesarjenjem v klanec in da se bodo vzorci mišične aktivnosti približali tistim med ravninskim kolesarjenjem, ko se bo spremenila geometrija kolesa*, v celoti sprejmemo.

#### **4.1. DVOSKLEPNE MIŠICE**

Poleg ostalih, imajo dvosklepne mišice med kolesarjenjem tudi funkcijo prenašanja energije med sklepi. Smer delovanja sile, ki jo kolesarji proizvajajo na pedala, določajo v večji meri dvosklepne mišice. Zaradi njihovega poteka čez dva sklepa, so bolj občutljive na spremembe položaja telesa (sosednjih sklepov preko katerih potekajo) kot enosklepne mišice.

#### **RECTUS FEMORIS**

Pri analizi začetka, konca in trajanja mišične aktivnosti je prišlo do statistično značilnih razlik zgolj pri eni mišici, t.j. RF, kjer je bilo opaziti kasnejši začetek aktivnosti med kolesarjenjem v 20 % naklona. RF deluje kot iztegovalka kolena in hkrati kot upogibalka kolka. Aktivna je med 200° in 110° ter največje vrednosti doseže okoli 20° (Ryan & Gregor, 1992).

V primerjavi z R se je vzorec mišične aktivnosti (amplituda in timing) za RF statistično značilno razlikoval pri 20%, ni pa se pri 20%NSO. V tem primeru se je vzorec mišične aktivnosti za mišico RF s spremenjenimi geometrijskimi nastavitvami približal tistim, ki smo jih dobili pri kolesarjenju po ravnini. Slednje je potrdil časovni zamik kros-korelacijske analize, ki je bil pri 20%

statistično značilen, pri 20%NSO pa ni bil, ko smo ju primerjali z R. Statistično značilen časovni zamik kros-korelacijske analize je bil zopet pri primerjavi 20%:20%NSO.

Pri analiziranju največjih amplitudnih vrednosti mišične aktivnosti je opaziti enako zgodbo; v primerjavi z R so značilne razlike med 10% in 20%, medtem ko je odsotnost statističnih razlik med 10%NSO in 20%NSO.

Učinek nastavljive sedežne opore na mišico RF je zelo dobro viden iz grafičnega prikaza vseh pogojev. Že na oko se jasno vidi, da oba naklona brez spremenjenih geometrijskih nastavitve kolesa predstavljata drugačen vzorec mišične aktivnosti, spremenjene geometrijske nastavitve pa v enakih naklonih dobro približajo vzorec tistemu, ki je bil dobljen med kolesarjenjem po ravnini. Čeprav nam tovorsten prikaz ne omogoča postavljanja zaključkov, je dober prikaz za pridobivanje občutka o vzorcu mišične aktivnosti pri posameznih pogojih.

Sklepamo lahko, da je razlog za spremenjen vzorec mišične aktivnosti v RF položaj telesa in medeničnega obroča, ki ga kolesar zavzame, ko vozi v klanec. Zaradi bolj sklonjene drže se RF postavi v nekoliko bolj neugoden položaj, ki ji posledično onemogoča normalen potek aktivnosti. Če pogledamo prvi vrh mišične aktivnosti, kjer je funkcija RF upogibanje kolka, je to še toliko bolj razvidno. Kasneje, ko se spremenijo geometrijske nastavitve kolesa, se medenični obroč postavi v podoben položaj (rotacija nazaj) kot med kolesarjenjem po ravnini in posledično približa vzorec mišične aktivnosti tistim, ki smo jih dobili med ravninskim kolesarjenjem.

### BICEPS FEMORIS

Mišica BF ima funkciji iztegovanje kolka in upogibanje kolena. Kljub dvojni funkciji, je med kolesarjenjem opaziti zgolj en izrazit vrh aktivnosti, ki pa se pojavi v fazi potiska, t.j. iztegovanje kolka (vrh doseže okoli 110°). Njena funkcija je tudi prehod čez SMC, kjer je aktivnost tudi rahlo povečana.

Iz rezultatov je razvidno, da je med kolesarjenjem v 20% mišična aktivnost najbolj spremenjena. Največje amplitudne vrednosti so med 20% statistično značilno večje kot med *R*. Zanimivo je, da so med 10%, sicer ne statistično značilno, manjše največje amplitudne vrednosti signalov. Iz grafičnega prikaza je razvidno, da med 20%NSO vrh aktivnosti nastopi rahlo kasneje, kar je razvidno tudi iz časovnega zamika kros-korelacijske analize, ki je statistično značilen med 20%NSO v primerjavi z *R*.

Čeprav razlike v začetku, koncu in trajanju mišične aktivnosti niso statistično značilne, je opaziti, da se okoli 30 % MVCI vzorec aktivnosti med 20% razlikuje v primerjavi z ostalimi pogoji. Tovrstne spremembe v mišični aktivnosti bo potrebno v bodoče preveriti še z drugimi metodami vrednotenja razlik, da bomo lahko postavili zaključke o sistematičnem spreminjanju mišične aktivnosti med posameznemu pogoju.

Podobno kot pri RF je razloge za povečano aktivnost med 20% iskati v spremenjeni telesni drži. Z nagibom naprej se v mišici BF spremeni razmerje sila/dolžina in se posledično to odraža v sami amplitudi mišične aktivnosti (Enoka, 2008). Manjše, vendar opazne, so spremembe v amplitudi okoli SMC, kjer je funkcija BF zagotoviti prehod v fazo vlečenja.

### GASTROCNEMIUS

Mišica GC je edina mišica, ki se je med kolesarjenjem v klanec pri spremenjeni geometriji kolesa obnašala v nasprotju z ostalimi. GC je dvosklepna mišica, ki je sicer zelo odzivna na geografske in geometrijske spremembe, čeprav je njena glavna funkcija stabilizacija skočnega sklepa. Vrh aktivnosti doseže okoli 110°, kjer deluje kot stabilizator skočnega sklepa, aktivna pa je tudi pri prehodu v drugo fazo obrata (okoli SMC).

Že pri kolesarjenju med 20% je bil statistično značilen kros-korelacijski časovni zamik, ki pa se je med 20%NSO še povečal. Statistično značilen kros-korelacijski časovni zamik se je pojavil tudi med primerjanjem 20% in 20%NSO. Iz grafičnega prikaza se dobro vidi, da sta pogoju *R* najbolj

podobna vzorca mišične aktivnosti pri 10% in 20%, medtem, ko amplituda, sicer brez statističnih značilnosti, rahlo povečana med 10%NSO in 20%NSO.

#### **4.2. ENOSKLEPNE MIŠICE**

Funkcija enosklepnih mišic je proizvodjanje energije, ki se preko dvosklepnih mišic prenaša na pedala. Tako prejšnje (Clarys et al., 2001; Duc et al., 2008; Li & Caldwell, 1998), kot tudi naša študija ni zasledila drastičnih razlik v vzorcih mišične aktivnosti za enosklepne mišice.

TA in SO imata funkcijo stabilizacije skočnega sklepa (Ryan & Gregor, 1992), ki se, razen v diferencah, nista statistično značilno razlikovali med različnimi pogoji. Čeprav je bilo opaziti veliko variabilnost mišice TA, katero so potrdile tudi prejšnje študije (Hug, Drouet, Champoux, Couturier, & Dorel, 2008), lahko vidimo rahlo zmanjšanje v amplitudi te mišice med 20% v primerjavi z R.

Zaradi nagiba drže naprej, bi lahko pričakovali povečano aktivnost GM med 20%, kar je bilo razvidno iz grafičnih prikazov, ampak le-ta ni bila statistično značilna.

Tako VL, kot tudi VM sta kot glavna proizvajalca energije aktivna v enakem delu in razponu ter se ne razlikujeta med različnimi pogoji. To samo potrjuje dejstvo, da teorija, ki trdi, da je VM aktivna kasneje v ciklu, ne drži ter da je funkcija VL in VM popolnoma enaka.

Nobena od enosklepnih mišic ni imela sistematičnih učinkov, ki bi bili statistično značilni, zato lahko trdimo, da kolesarjenje v klanec na enosklepne mišice nima enakega učinka kot na dvosklepne.

#### **4.3. PRIMERJAVE Z DRUGIMI ŠTUDIAMI**

Rezultati te študije niso popolnoma primerljivi s prejšnjimi študijami (Clarys et al., 2001; Duc et al., 2008), ki so preučevale med-mišično koordinacijo med kolesarjenjem v klanec, saj niso uporabljale tako strmih naklonin.

Če se gleda samo 10 % naklona kjer ni prišlo do statistično značilnih razlik v začetku, koncu in trajanju mišične aktivacije, potem se lahko potrdi, da so rezultati podobni tistim, ki so jih dobile že prejšnje študije (Clarys et al., 2001; Duc et al., 2008; Li & Caldwell, 1998). Pri primerjavi največjih amplitudnih vrednosti, ki smo jih dobili v naši študiji, vidimo da pride do statistično značilne manjše aktivnosti mišice RF med 10%, kar je v nasprotju s prej omenjenimi študijami. Razlog za to razliko je lahko v tem, da smo našim merjencem naročili, da morajo med kolesarjenjem v klanec zavzeti tak položaj, kot bi ga na tekmovanju. Ostale parametre, ki smo jih izmerili v naši študiji ne moremo primerjati z drugimi, ker jih pri preučevanju med-mišične koordinacije med kolesarjenjem v klanec niso uporabljali.

Če se pogleda še druge metodološke pristope, ki so bili uporabljeni v tej študiji, lahko vidimo, da pride do nekaterih razlik v samem vzorcu mišične aktivacije. Diference so statistično značilne praktično v vseh mišicah, le pri GM ne, kar pomeni, da je vzorec mišične aktivnosti drugačen, kot pri kolesarjenju po ravnini.

Še bolj izrazite spremembe v med-mišični koordinaciji se pojavijo pri kolesarjenju v 20 % klanec. Teh rezultatov ne moremo primerjati z drugimi, saj do zdaj še ni bilo opravljene raziskave, ki bi raziskala vplive tako strmih naklonin.

Naša študija je prva, kjer smo za preučevanje med-mišične koordinacije pri kolesarjenju v klanec uporabila strme naklonine (20 %) in hkrati za analizo podatkov uporabili toliko statističnih analiz, ki so dobro ovrednotile razlike v vzorcih mišične aktivnosti. Na podlagi rezultatov lahko trdimo, da nastavljiva sedežna opora predstavlja obetaven del opreme, ki bi potencialno lahko izboljšal vožnjo v klanec. Iz rezultatov je razvidno, da vožnja v klanec predstavlja drugačno mišično aktivnost, kar je potrebno upoštevati pri treningu, ko se želi izboljšati pripravljenost v teh pogojih.

## 5. SKLEP

Zaradi pomanjkanja literature na področju med-mišične koordinacije med kolesarjenjem v klanec, še posebej med bolj strmimi nakloninami, je bil namen te študiji preveriti, kakšne učinke imajo naklonine in spremenjena geometrija kolesa. Na podlagi rezultatov, ki smo jih dobili, lahko postavljeno hipotezo v celoti sprejmemo. Za analizo podatkov smo uporabili veliko novih in že obstoječih metodoloških pristopov, ki so dobro ovrednotili razlike v med-mišični koordinaciji. Vendar bo potrebno v prihodnje uporabiti še nadgradnjo teh pristopov, ki bodo kvalitativno bolj nazorno prikazal sistematičnost spreminjanja mišične aktivnosti v delu, kjer je mišica aktivna. Med kolesarjenjem v klanec (tako v 20 %, kot tudi v 10 %) je prišlo do spremenjene med-mišične koordinacije. Ko smo z nastavljivo sedežno oporo spremenili geometrijo kolesa, so se vzorci mišične aktivnosti približali skoraj v vseh mišicah tistim, ki smo jih dobili med ravninskim kolesarjenjem.

Nastavljiva sedežna opora je del opreme, ki bo nedvomno med kolesarji dobro sprejeta. Čeprav smo v naši študiji preverjali zgolj med-mišično koordinacijo, na podlagi katere ne moremo zaključevati, da smo dosegli večjo mehansko učinkovitost s spreminjanjem geometrije kolesa, bomo vsekakor to področje v nadaljnjem še bolj raziskali. Potrebni bodo tudi drugačni pristopi, ki bodo merili še ostale parametre med kolesarjenjem (ekonomičnost, mehansko učinkovitost, obsege gibanja sklepov, ...)

## 6. VIRI

- Asmussen, E. (1979). Muscle fatigue. *Medicine and Science in Sports*, 11(4), 313-321.
- Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A., & Rouillon, J. D. (2005). Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1003-1010.
- Bertucci, W., Grappe, F., & Gros Lambert, A. (2007). Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(2), 87-92.
- Burke, E. R. (1994). Proper fit of the bicycle. *Clinics in Sports Medicine*, 13(1), 1-14.
- Cannon, D. T., Kolkhorst, F. W., & Cipriani, D. J. (2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *European Journal of Applied Physiology*, 99(6), 659-664.
- Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(3), 159-163.
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., Dowlan, S., & Hodges, P. W. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 11(6), 519-526.
- Clarys, J. P., Alewaeters, K., & Zinzen, E. (2001). The influence of geographic variations on the muscular activity in selected sports

- movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 11(6), 451-457.
- Coyle, E. F., Feltner, M. E., Kautz, S. A., Hamilton, M. T., Montain, S. J., Baylor, A. M., Abraham, L. D., et al. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(1), 93-107.
- Davis, R. R., & Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14(12), 857-872.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251-279.
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(5), 857-865.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(1), 116-127.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics.



- Ericson, M. O., Nisell, R., & Nemeth, G. (1988). Joint Motions of the Lower Limb during Ergometer Cycling. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 9(8), 273-278.
- Ericson, M. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement*, 16, 1-43.
- Ericson, M. O., Bratt, A., Nisell, R., Németh, G., & Ekholm, J. (1986). Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 18(4), 165-172.
- Ericson, M. O., Ekholm, J., Svensson, O., & Nisell, R. (1985). The forces of ankle joint structures during ergometer cycling. *Foot & Ankle*, 6(3), 135-142.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1986). Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(4), 285-290.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1987). Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy*, 67(9), 1365-1369.
- Ericson, M. O., & Nisell, R. (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 9(2), 118-122.
- Ericson, M. O., Nisell, R., Arborelius, U. P., & Ekholm, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17(2), 53-61.
- Fernández-Peña, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling.

- Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(3), e162-170.
- Fonda, B., & Sarabon, N. (2010). Biomechanics of Cycling (literature review). *Sport Science Review*, 19(1), 187-210.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19, 127-169.
- Hautier, C. A., Arsac, L. M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A., & Lacour, J. R. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 839-843.
- Hettinga, F. J., De Koning, J. J., Broersen, F. T., Van Geffen, P., & Foster, C. (2006). Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(8), 1484-1491.
- Hoes, M. J., Binkhorst, R. A., Smeekes-Kuyl, A. E., & Vissers, A. C. (1968). Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different loads. *Internationale Zeitschrift Für Angewandte Physiologie, Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 26(1), 33-42.
- Houtz, S. J., & Fischer, F. J. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 41-A(1), 123-131.
- Hug, F., Decherchi, P., Marqueste, T., & Jammes, Y. (2004). EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained

- subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(2), 187-195.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Hug, F., Drouet, J. M., Champoux, Y., Couturier, A., & Dorel, S. (2008). Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 104(4), 667-678.
- Jeukendrup, A. E., & Martin, J. (2001). Improving cycling performance: how should we spend our time and money. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 31(7), 559-569.
- Jorge, M., & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, 19(9), 683-694.
- Krogh, A., & Lindhard, J. (1913). The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *The Journal of Physiology*, 47(1-2), 112-136.
- Laplaud, D., Hug, F., & Grélot, L. (2006). Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(2), 158-166.
- Li, L., & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of

- surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 85(3), 927-934.
- Li, L., & Caldwell, G. E. (1999). Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 9(6), 385-389.
- MacIntosh, B. R., Neptune, R. R., & Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(7), 1281-1287.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Hull, M. L. (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30(10), 1051-1058.
- Psek, J. A., & Cafarelli, E. (1993). Behavior of coactive muscles during fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 74(1), 170-175.
- Raasch, C. C., & Zajac, F. E. (1999). Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology*, 82(2), 515-525.
- Raymond, C., Joseph, K., & Gabriel, Y. (2005). Muscle Recruitment Pattern in Cycling. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(5), 866-878.
- Ryan, M., & Gregor, R. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles

- during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 2(2), 69-80.
- Salai, M., Brosh, T., Blankstein, A., Oran, A., & Chechik, A. (1999). Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 33(6), 398-400.
- Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e465-471.
- Sanderson, D. J., & Black, A. (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences*, 21(3), 191-199.
- Šarabon, N., Fonda, B. (2010) Opora za sočasno spreminjanje vzdolžne lege in nagiba kolesarskega sedeža: patentna prijava št. P-200900393, datum prijave 22.12.2009. Ljubljana: Urad Republike Slovenije za intelektualno lastnino, 2010.
- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., & Moritani, T. (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(3), 442-449.
- Wren, T. A. L., Do, K. P., Rethlefsen, S. A., & Healy, B. (2006). Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2714-2718.