

# Faktori utjecaja na sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja

---

Jurlin, Krešimir

Doctoral thesis / Disertacija

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Kinesiology / Sveučilište u Zagrebu, Kineziološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:117:553519>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno-Bez prerada 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-01**



Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Kinesiology, University of Zagreb - KIFoREP](#)





Sveučilište u Zagrebu  
KINEZIOLOŠKI FAKULTET

Krešimir Jurlin

**FAKTORI UTJECAJA NA SILE  
REAKCIJE PODLOGE U PRVOJ FAZI  
KORAKA SPORTSKOG HODANJA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2024.



University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Krešimir Jurlin

**DETERMINANTS OF GROUND  
REACTION FORCES IN THE FIRST  
PHASE OF RACEWALKING STRIDE**

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2024



Sveučilište u Zagrebu

KINEZIOLOŠKI FAKULTET

Krešimir Jurlin

**FAKTORI UTJECAJA NA SILE  
REAKCIJE PODLOGE U PRVOJ FAZI  
KORAKA SPORTSKOG HODANJA**

DOKTORSKI RAD

Mentori: prof. dr. sc. Vesna Babić

doc. dr. sc. Aleš Dolenc

Zagreb, 2024.



University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Krešimir Jurlin

**DETERMINANTS OF GROUND  
REACTION FORCES IN THE FIRST  
PHASE OF RACEWALKING STRIDE**

DOCTORAL THESIS

Supervisors:

prof. Vesna Babić, PhD

assist. prof. Aleš Dolenc, PhD

Zagreb, 2024

## **Informacija o mentorima**

**Dr.sc. Vesna Babić** rođena je 19. studenog 1964., Hrvatica, državljanka Republike Hrvatske, udana, majka dvoje djece. Doktorsku disertaciju pod naslovom *Utjecaj motoričkih sposobnosti i morfoloških obilježja na sprintersko trčanje* obranila je 2005. godine. Kao nastavnica TZK-a radila je od 1989. do 1994. godine u osnovnoj i srednjoj školi, a od 1994. do 1996. u Zagrebačkom športskom savezu kao mentorica sportskih škola atletike te kao vanjska suradnica na predmetu Atletika na Fakultetu za fizičku kulturu Sveučilišta u Zagrebu. Od 1996. radi na Fakultetu za fizičku kulturu, odnosno Kineziološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Od 2006. godine nositeljica je predmeta Atletika i svih srodnih stručnih specijalističkih predmeta. U znanstveno zvanje znanstvene savjetnice izabrana je 2012. godine, a u znanstveno-nastavno zvanje redovite profesorice u trajnom zvanju izabrana je 2018. godine na Kineziološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Na Kineziološkom fakultetu je prva, a na Sveučilištu u Zagrebu među prvima implementirala e-učenje uz tradicionalan oblik održavanja nastave u predmet Atletika. Za navedeno je od Sveučilišta u Zagrebu 2014. godine primila nagradu za najbolji e-kolegij na Sveučilištu.

Bila je vrhunska sportašica, reprezentativka, nositeljica hrvatskog rekorda u disciplini 400 m prepone. Dobitnica je mnogih nacionalnih i međunarodnih nagrada i priznanja za osobne uspjehe u atletskom sportu, za doprinos razvoju sporta, sportske znanosti i kineziološke struke. Društveno koristan i volonterski rad je u proteklih 40 godina dominantno poklonila atletskim sportskim organizacijama (AK Dinamo Zrinjevac, Zboru atletskih sudaca Grada Zagreba, Savezu hrvatskih atletskih sudaca, Udruzi hrvatskih atletskih trenera, Zagrebačkom atletskim savezu, Hrvatskom atletskom savezu, European Athletics), kineziološkoj struci (Udruzi kineziologa Grada Zagreba, Hrvatskom kineziološkom savezu, Hrvatskom zboru učitelja i trenera skijanja i dr.) i informatičarima (Zagrebačkom računalnom savezu, ABC info). Obnašala je dužnosti predsjednice, dopredsjednice ili člana uprave svih navedenih organizacija u više mandata. Atletski je sudac međunarodnog ranga.

Bila je suradnica na 4 znanstveno-istraživačka projekta HRZZ-a, koordinator za RH na jednom međunarodnom projektu, voditeljica nekoliko institucijskih projekta. Urednica je nekoliko zbornika radova nacionalnih i međunarodnih znanstveno-stručnih skupova kao i radnih materijala za atletske suce (pravila, uputa, vodiča i sl.). Članica je uredništva nekoliko međunarodnih časopisa. Objavila je preko 200 znanstvenih i stručnih radova, nekoliko poglavlja u znanstvenim knjigama i jedan sveučilišni priručnik.

**Dr. sc. Aleš Dolenc** rođen je 18. ožujka 1969. i državljanin je Republike Slovenije. Doktorsku disertaciju pod naslovom *Vpliv treniranja globinskih skokov s plantarno in dorzalno tehniko na delovanje gležnja pri globinskih skokih* obranio je 1999. godine. Od 1994. godine radi na Fakultetu za šport Sveučilišta u Ljubljani. U znanstvenom radu bavio se raznim temama: atletika, trening snage, mobilnost i senzomotoričke vježbe, neuromehaničke osnove kretanja, dijagnostičke metode, tjelovježba starijih osoba, tjelovježba kod kroničnih nezaraznih bolesti, borilačke vještine. Od 2020. godine nositelj je ili sunositelj kolegija Dijagnostičke metode, Vježbe za snagu, pokretljivost i senzomotorički trening i Tjelovježba starijih osoba. Godine 2004. izabran je u znanstveno-nastavno zvanje asistenta, a 2009. u zvanje docenta na Fakultetu za šport Sveučilišta u Ljubljani.

Bio je suradnik na 11 znanstveno-istraživačka projekta i član znanstveno-istraživačke grupe Bio-psiho-socialni konteksti kineziologije, kao i voditelj nekoliko institucijskih projekta. Član je uredništva stručnog časopisa „Sladkorna“, a u prošlosti i časopisa „Atletika“. Vodio je više seminara i stručnih obrazovanja iz područja atletike i sportskog treninga. Objavio je preko 200 znanstvenih i stručnih radova i nekoliko poglavlja u znanstvenim knjigama i udžbenicima.

Bio je vrhunski sportaš u alpskom skijanju i atletici. Društveno koristan volonterski doprinos dao je kondicijskoj pripremi alpskih skijaša (kondicijski trener), Udruzi atletskih trenera Slovenije, kao i u Ljubljanskom društvu za dijabetike i Savezu dijabetičkih društava Slovenije.

## **Zahvala**

Veliko hvala mentorici prof. dr. sc. Vesni Babić na nesebično izdvojenom vremenu te velikom znanju i iskustvu koje je ugradila u osmišljavanje istraživanja, provođenje laboratorijskog mjerenja i potporu tijekom analize i pisanja doktorskog rada i bez čije pomoći ne bi bilo moguće izraditi ovu disertaciju. Hvala i drugom mentoru doc. dr. sc. Alešu Dolencu na osiguranju tehničke potpore i sudjelovanju prilikom provođenja laboratorijskog mjerenja te pomoći pri pripremi i obradi podataka, kao i vrlo korisnim savjetima pri pisanju doktorskog rada.

Hvala članovima Povjerenstva prof. dr. sc. Ljubi Antekoloviću, izv. prof. dr. sc. Tatjani Trošt Bobić i prof. dr. sc. Ivi Blažević, na sugestijama pri završnom oblikovanju rada.

Hvala svim atletičarima i njihovim trenerima na izdvojenom vremenu i trudu za sudjelovanje u laboratorijskom mjerenju koje je omogućilo izradu ovog doktorskog rada.

Posebna zahvala supruzi Vlasti i kćerkama Jeleni i Lani na potpori i razumijevanju tijekom mog doktorskog studija kineziologije.



## Sažetak

Svrha provedenog istraživanja bila je unaprijediti znanstvenu osnovu treninga sportskog hodanja, temeljem biomehaničke analize kretanja na uzorku od 26 ispitanika – aktivnih natjecatelja i početnika u različitim disciplinama sportskog hodanja, u dobi od 13 do 37 godina, iz četiriju zemalja. Cilj istraživanja bio je utvrditi utjecaje odabranih kinetičkih i kinematičkih varijabli na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka te temeljem toga definirati indikatore kvalitetne tehnike sportskog hodanja. Provedeno je mjerenje odabranih morfoloških karakteristika prema IBP protokolu te raspona pokreta prema standardnom goniometrijskom protokolu zbog prikupljanja osnovnih podataka važnih za analizu kinetičkih i kinematičkih varijabli. Mjerenjem pri pojedinačno specifičnoj natjecateljskoj brzini kretanja tehnikom sportskog hodanja, prikupljeni su kinetički podaci pomoću platforme za mjerenje sila reakcije podloge Kistler, model 9286 i kinematički podaci pomoću triju kamera Panasonic DMC-FZ200 te sustava Optojump Next.

U fokusu analize bila je maksimalna sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka te identifikacija sastavnica koje na nju imaju znatan utjecaj. Ne temelju prikupljenih podataka provedeno je testiranje regresijskog utjecaja 48 prediktorskih varijabli na navedenu kriterijsku varijablu te je za 13 varijabli provedena detaljnija analiza. Za 6 najznačajnijih varijabli provedena je višestruka regresijska analiza utjecaja, u zajedničkom djelovanju s relevantnim varijablama koje su s njima imale zadovoljavajuće malu kolinearnost.

U okviru disertacije testirane su dvije osnovne hipoteze. Prva hipoteza - kako postoji statistički značajna povezanost između sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja - prihvaćena je u potpunosti. U okvirima ograničenja uzorka i primjenjenih analitičkih metoda utvrđeno je da varijabla omjera prosječne relativne sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 80 % i prosječne relativne sile reakcije podloge u cjelokupnom trajanju faze kontakta samostalno objašnjava 55 % varijance kriterijske varijable, a u zajedničkom djelovanju s varijablom torakolumbalne ekstenzije objašnjava 66 % varijance kriterijske varijable. Bitan je utjecaj nagiba krivulje relativne sile reakcije podloge u fazi odraza u istom intervalu 70 % do 80 % trajanja kontakta, jer ova varijabla u zajedničkom djelovanju s varijablama zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije i pretklona/zaklona trupa objašnjava 71 % varijance kriterijske varijable.

Druga hipoteza - kako postoji statistički značajna povezanost promatranih kinematičkih varijabli i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja - prihvaćena je

djelomično s obzirom na to da za kutove stopala prema podlozi fleksiju i ekstenziju kuka i koljena, kao niti za zamah rukama i torakalnu rotaciju nisu nađene značajne statističke veze s maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka.

U okvirima ograničenja uzorka i primijenjenih analitičkih metoda utvrđeno je da na sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja značajno utječe duljinski i vremenski omjer druge i prve faze koraka, ukupna duljina koraka, trajanje faze leta, rotacija zdjelice, torakolumbalna lateralna fleksija i torakolumbalna ekstenzija. Ukupna duljina koraka u zajedničkom djelovanju s varijablama rotacije zdjelice, torakolumbalne lateralne fleksije te pretklona/zaklona zdjelice objašnjava 73 % varijance kriterijske varijable. Trajanje faze leta u zajedničkom djelovanju s varijablama torakolumbalne ekstenzije i rotacije objašnjava 75 % varijance kriterijske varijable. Omjer trajanja dviju faza koraka u zajedničkom djelovanju s varijablama duljine koraka, torakolumbalne ekstenzije i torakolumbalne lateralne fleksije objašnjava 64 % varijance kriterijske varijable.

Osnovni je nalaz i znanstveni doprinos istraživanja (u okviru ograničenja veličine i strukture uzorka i metoda istraživanja) da je za smanjenje maksimalne sile u prvoj fazi koraka sportskog hodanja osobito važno smanjiti trajanje faze leta, smanjiti torakolumbalnu ekstenziju, a povećati rotaciju zdjelice i torakolumbalnu lateralnu fleksiju, kao i silu prema podlozi u drugoj fazi koraka. Nužno je osigurati da je brzina kretanja sportaša u granicama u kojima razvoj njihovih motoričkih sposobnosti omogućava način kretanja koji uključuje opisani raspon pokreta.

Ključne riječi: sportsko hodanje, sila reakcije podloge, kinematika, kinetika, prevencija ozljeda

# DETERMINANTS OF GROUND REACTION FORCES IN THE FIRST PHASE OF RACEWALKING STRIDE

## Extended Summary

Racewalking is an integral part of athletics with competitions at the Olympic Games and World Championships, defined by two basic rules: athletes must maintain contact with the ground in such a way that there is no loss of contact (visible to the human eye), and the legs must be straightened (i.e. not bent at the knee) from first contact with the ground to the vertical upright position. For this reason, racewalking coaches consider the extended knee phase as critical in teaching a compliant technique while avoiding excessive ground reaction forces (GRF) that lead to the most common overuse injuries in racewalking (hamstring tears, shin splints and knee problems), as the knees are extended in the first phase of the stride when the peak forces occur. The main problem addressed by this dissertation is therefore how racewalking can be performed without generating excessive forces that can lead to injury. The main objective of the analyses conducted was to identify the main biomechanical indicators that show a statistically significant relationship with the peak GRF immediately after initial ground contact. There are few studies dealing with young and inexperienced novice racewalkers and no scientific recommendations have been defined on the key indicators for high-quality and low-impact racewalking training. Therefore, the scientific contribution of this doctorate is the improvement of the knowledge base of racewalking training by defining the key performance indicators that address the main research problem – the control of excessive ground reaction force in the first phase of the racewalking stride.

The dissertation consists of eight chapters. The first chapter contains an introduction to the research problem, which is based on a descriptive analysis of the kinematics of racewalking in comparison to running over a marathon distance. The main characteristics of racewalking are knee extension in the first phase of the stride, greater pelvic rotation and a smaller range of hip motion with a flight phase of much shorter duration than in running. Hanley et al. (2019) concluded that even at low speeds in racewalking ( $3.0 \text{ ms}^{-1}$ ), a short flight phase occurs, while the speed in racewalking at which the visible flight phase occurs (about 0.04 seconds) is about  $3.9 \text{ ms}^{-1}$  for male athletes and  $3.6 \text{ ms}^{-1}$  for female athletes. The kinetic model of racewalking describes the ground reaction forces with a significantly lower peak than in running and a difference between "N" and "M" shapes of the (vertical) GRF curve. The results of studies on injuries in racewalking are presented, showing that injuries are relatively common and specific,

with the overuse injuries to the hamstrings, shins and knees being attributable to the forces towards the ground in the first phase of the stride.

The second chapter describes the main objective of the study, which is to assess the impact of kinetic variables (GRF in the second phase of the stride) and kinematic variables (stride length, ratio of stride phases, ankle, knee and hip flexion and extension, pelvic and thoracic flexion and rotation, and arm swing) on peak GRF in the first phase of the racewalking gait. In the third chapter, two basic research hypotheses are put forward, namely that in racewalking there is a statistically significant influence of the GRF in the second phase of the stride on the peak GRF in the first phase of the stride (H01) and that there is a statistically significant influence of the observed kinematic variables on the peak GRF in the first phase of the stride (H02).

The research methods used are presented in the fourth chapter. The laboratory tests were conducted with 33 participants, of which the results of 26 participants were used for the detailed analyses, while the research protocol could not determine representative GRF curves for 7 participants. The 26 participants were 16 women and 10 men aged 13 to 37 years from 4 different countries. Seven participants were elite senior athletes, another 3 participants were junior elite athletes, 8 were national competitive athletes, and 8 participants were novices who had competed in racewalking. All tests were conducted bilaterally, increasing the sample size to 52. The athletes racewalked within +/- 5% of their individually determined pace, which was based on the previous season's best competition results at the distances at which the athletes primarily compete. Each participant had to perform at least 12 correct trials by positioning each foot six times on the Kistler force plate (model 9286, Winthertur, Switzerland) with a recording frequency of 1,000 Hz. Of these 6 trials, 3 were selected as representative using the least squares method. The problem of different speeds of the participants was solved by defining speed as one of the independent variables in the regressions. Kinematic data were collected with Panasonic cameras (DMC-FZ200, Japan) in all three planes and with the Optojump Next system. A total of 10 kinetic and 38 kinematic variables were analysed in a simple linear regression with peak GRF as the dependent variable. As the coefficients of determination were below 0.20, 29 variables were excluded, while a further 6 variables were not included due to redundancy. The remaining 3 kinetic and 10 kinematic variables were considered relevant for the detailed analyses. Of these 13 variables, 6 were selected as the most important, i.e. as leading variables with coefficients of determination greater than 0.40. For these variables, 6 multiple regression models were tested linking the leading variables to the variables that were not highly

correlated with them. The multicollinearity test was performed based on the variance inflation factor, while the G\*Power programme was used to calculate the adequacy of the effect size and the statistical significance of the variables in the multiple regressions, considering the number of independent variables.

The fifth chapter presents the most important results of the analyses conducted. Of the 26 participants, 15 participants had predominantly M-shaped GRF curves with two distinct maxima, while 7 participants had N-shaped GRF curves with a single maximum and 4 participants had atypical curve shapes. The regression analysis showed that the variance of the peak GRF in the first phase of the stride can be explained by the indicators of GRF before toe-off in the interval 70-90% of the contact phase with a large coefficient of determination ( $R^2 = 0.56$ ). Racewalking speed is also an important factor in explaining the variance of the peak GRF ( $R^2 = 0.59$ ). Among the kinematic variables not included in a more detailed analysis due to low value of coefficient of determination in a simple regression were the indicators of arm swing, thoracic rotation, hip and knee flexion and foot angle to the ground. Of the remaining indicators, the highest coefficients of determination were calculated in a simple regression for the duration of the flight phase ( $R^2 = 0.64$ ), stride length ( $R^2 = 0.59$ ), the sum of pelvic rotation and lateral thoracolumbar flexion ( $R^2 = 0.42$ ) and thoracolumbar extension ( $R^2 = 0.40$ ). Multiple regression analysis was performed for these 6 leading variables to evaluate the combined influence with other relevant variables on the peak GRF in the first phase of the stride, to address the basic problem and test the hypotheses of this dissertation. The results of this analysis represent important scientific contributions of this dissertation. Namely, they show that a reduction of the GRF in the first phase of the racewalking stride is possible due to the simultaneous influence of the following variables:

- by reducing the duration of the flight phase as well as the thoracolumbar extension, with greater pelvic rotation ( $R^2 = 0.75$ );
- by shortening the stride and reducing the forward tilt of the pelvis, with a greater sum of the angles of pelvic rotation and thoracolumbar lateral flexion ( $R^2 = 0.73$ );
- by reducing the racewalking speed as well as the backward tilt of the trunk, with increased pelvic rotation ( $R^2 = 0.72$ );
- by increasing the sum of the angles of pelvic rotation and thoracolumbar lateral flexion, with decreased backward trunk tilt and decreased slope of the GRF curve in the second phase of the stride ( $R^2 = 0.71$ );

- by increasing the GRF in the second phase of the stride, with decreased thoracolumbar extension ( $R^2 = 0.66$ );
- by decreasing the ratio between the second and first phase of the stride and shortening the stride, with decreased thoracolumbar extension and increased thoracolumbar lateral flexion ( $R^2 = 0.64$ ).

The sixth chapter contains the discussion. The results of the conducted research indicate that the peak GRF in the first phase of the stride is smaller when the mode of locomotion is more similar to normal walking than to running, i.e. when the shape of the GRF curve is of the "M" type rather than the "N" type, which is consistent with the results of previously published research (Pavei et al., 2019). The research conducted confirmed that speed is a significant factor in the regression with GRF, confirming previously published research findings. When a racewalker retains a significant percentage of force towards the ground prior to toe-off, the contralateral leg is less loaded at anterior contact, which has also been found in previous research (Hanley and Bissas, 2013), but without formal evaluation of the effects, which is one of the scientific contributions of this dissertation. The analysis conducted also found that the peak GRF is smaller when the stride is shorter and when the ratio between the duration of the second and first phases of the stride is smaller, which is also one of the scientific contributions of this dissertation. Published research did not address the effects of stride length on GRF, but indicated that stride length and the ratio between the duration of the second and first phases of the stride are related to pelvic rotation (Gravestock, Tucker, & Hanley, 2019). The study conducted showed a significant influence of the duration of the flight phase on the peak GRF ( $R^2 = 0.64$ ), confirming the results of a previous study (Hanley and Bissas, 2016), which also found a strong regression between the two variables ( $R^2 = 0.47$ ). Due to ground contact rules, pelvic rotation is a very important way to increase stride length (Cairns et al., 1986; Murray et al., 1983). This dissertation formally demonstrated that peak GRF is significantly dependent on the sum of the angles of pelvic rotation and thoracolumbar lateral flexion. Previous research (Gravestock et al., 2019) indicated a large thoracolumbar extension with 11 degrees of anterior pelvic tilt and posterior thoracic tilt. This dissertation found similar angles with an average pelvic tilt of 7.4 degrees and an average thoracic tilt of 10.2 degrees, while the sum of these two angles (thoracolumbar extension) is a strong predictor of peak GRF, which is also the scientific contribution of this dissertation.

The seventh chapter contains conclusions on the acceptance or rejection of the hypotheses put forward. The first hypothesis on the statistically significant relationship between

the GRF in the second phase of the stride and the peak GRF in the first phase is fully accepted, since the indicator of the average GRF in the interval of 70 % - 80 % of the duration of ground contact in multiple correlation with the thoracolumbar extension explains 66 % of the variance of the dependent variable, while there is also a significant influence of the slope of the GRF curve in the same interval. The second hypothesis about the statistically significant relationship between the observed kinematic variables and the ground reaction force in the first phase of the racewalking stride was partially accepted, as the influence of the indicators of stride length, duration of the flight phase, ratio of the two stride phases, thoracolumbar lateral flexion and extension, as well as pelvic rotation on the peak GRF in the first stride was demonstrated. This hypothesis is only partially accepted due to no significant statistical relationships found between the peak GRF in the first phase of the stride and the arm swing, thoracic rotation, flexion and extension of the hips and knees as well as the angles of the feet to the ground.

The eighth chapter contains a description of the scientific contribution and the possible practical use of the research. The scientific contribution of the research carried out is demonstrated by the identification of indicators of racewalking technique that significantly influence the peak GRF in the first phase of the racewalking stride. The research conducted also has a pragmatic benefit for racewalking training as it defines technical elements for smooth and low impact racewalking while providing tools for risk assessment of the occurrence of the overuse injuries. However, given the size and structure of the sample and the limitations of the analytical methods used, the research findings should be viewed with caution and the author therefore urges further analysis on these research topics.

In conclusion, the research conducted has formally demonstrated that the reduction in peak ground reaction force in racewalking can be achieved by increasing the force towards the ground in the second phase of the stride, reducing the duration of the flight phase, reducing thoracolumbar extension while increasing thoracolumbar lateral flexion and pelvic rotation, and reducing racewalking speed in accordance with the athletes' fitness level and their technical ability to sustain the movement described by the aforementioned variables.

Key words: Racewalking, Ground reaction force, Kinematics, Kinetics, Injury prevention

## Sadržaj

1.	Uvod u problem.....	1
1.1.	Definicija sportskog hodanja .....	1
1.2.	Kinematički model sportskog hodanja.....	2
1.3.	Kinetički model sportskog hodanja .....	7
1.4.	Problematika ozljeda u sportskom hodanju .....	10
2.	Ciljevi rada .....	16
3.	Hipoteze rada.....	16
4.	Metode rada.....	17
4.1.	Uzorak ispitanika .....	17
4.2.	Uzorak varijabli .....	19
4.3.	Mjerni instrumenti .....	39
4.4.	Protokol eksperimenta .....	40
4.5.	Metode obrade podataka.....	42
5.	Rezultati istraživanja .....	47
5.1.	Krivulje sile reakcije podloge ispitanika.....	47
5.2.	Utjecaj kinetičkih varijabli na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka.....	52
5.3.	Utjecaji duljine koraka, omjera faza koraka, kutova fleksije i ekstenzije kuka, stopala i koljena na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka.....	61
5.4.	Utjecaj torakolumbalne rotacije i zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka .....	68
5.5.	Utjecaj nagiba zdjelice i položaja trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka .....	72
5.6.	Istraživanje zajedničkog djelovanja prediktorskih varijabli .....	75
6.	Rasprava .....	88
6.1.	Analiza krivulja relativne sile reakcije podloge ispitanika .....	88
6.2.	Analiza utjecaja kinetičkih varijabli na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka .....	91
6.3.	Analiza utjecaja duljine koraka, omjera faza koraka, kutova fleksije i ekstenzije stopala, koljena i kuka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka.....	93
6.4.	Analiza utjecaja torakolumbalne rotacije i zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka.....	95
6.5.	Analiza utjecaja nagiba zdjelice i položaja trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka .....	96
6.6.	Analiza zajedničkog djelovanja prediktorskih varijabli .....	97



7.	Zaključak o prihvaćanju ili odbacivanju postavljenih hipoteza .....	99
8.	Znanstveni i praktični doprinos istraživanja, ograničenja uzorka i korištenih metoda .....	101
9.	Popis literature:.....	105
10.	Popis slika:.....	109
11.	Popis tablica: .....	111
12.	Životopis autora s popisom literature .....	113

# 1. Uvod u problem

## 1.1. Definicija sportskog hodanja

Sportsko hodaње grana je atletike u kojoj se održavaju natjecanja na Olimpijskim igrama, svjetskim, europskim i nacionalnim atletskim prvenstvima. Tehnička pravila Svjetske atletske organizacije (World Athletics, 2019) čl. 54.2 definiraju sportsko hodaње: „*Sportsko hodaње je napredovanje korakom na način da hodač ostvaruje kontakt s podlogom tako da ne dođe do (ljudskom oku) vidljivog gubitka kontakta. Napredujuća noga mora biti ispružena (tj. ne savijena u koljenu) od trenutka prvog kontakta s tlom do vertikalnog uspravnog položaja*“, čije pridržavanje nadgledaju licencirani suci na natjecanju. Iz navedene definicije proizlazi da se pri suđenju koristi samo ljudski vid, koji nije u mogućnosti razlučiti vrlo kratko razdoblje gubitka kontakta. To znači da je kratkotrajni gubitak kontakta, izmjeren kamerama ili optičkim sustavima visoke frekvencije snimanja kao i pomoću platforme za mjerenje sila, u naravi narušavanje pravila sportskog hodanja, no često se na natjecanju zbog tromosti oka ne uočava i ne registrira kroz suđenje.

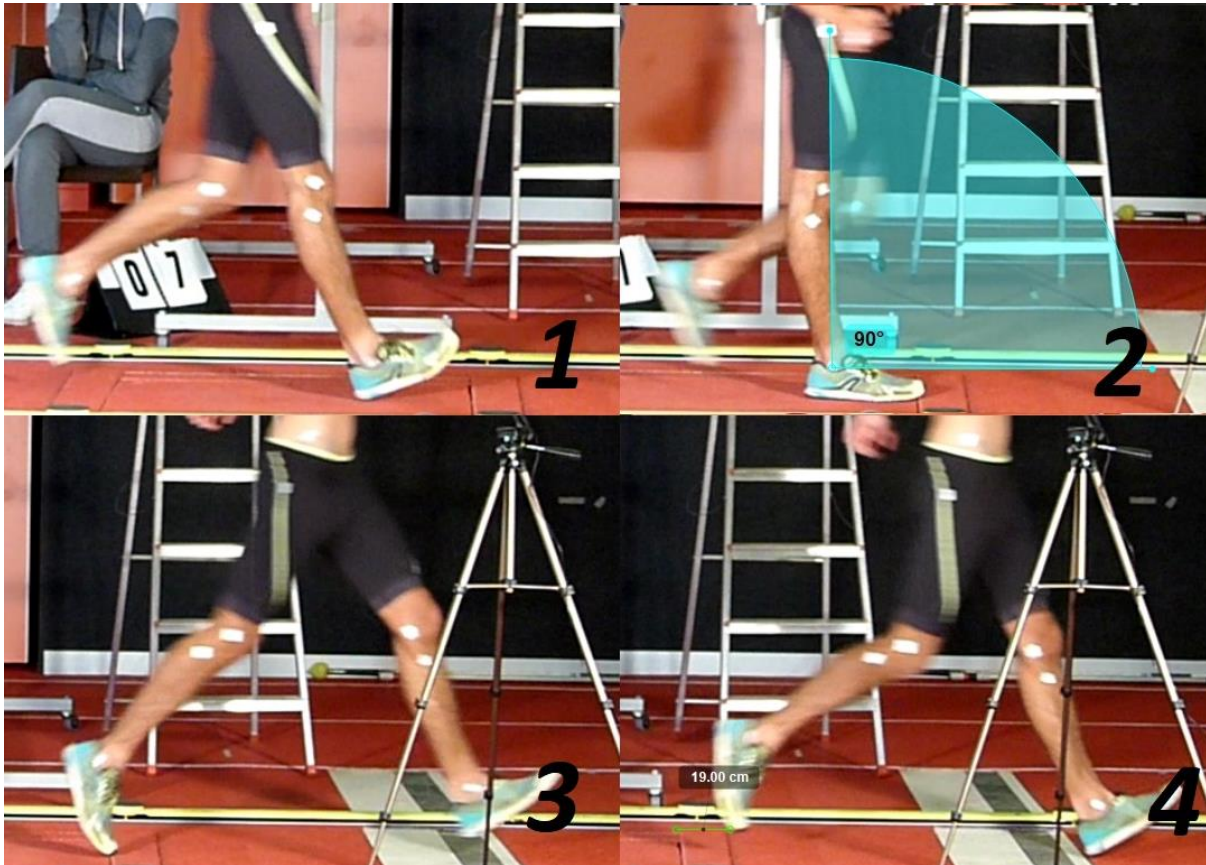
Posljednja bitna promjena definicije sportskog hodanja uvedena je 1995. godine jer je prije toga koljeno oslonačne noge moralo biti u ekstenziji jedino u njenoj vertikalnoj poziciji pa ranija istraživanja nisu u potpunosti usporediva sa suvremenim. Očigledno je recentno poboljšanje natjecateljskih rezultata te su svjetski seniorski rekordi svih četiriju seniorskih disciplina u kojima se održavaju natjecanja na svjetskim i europskim prvenstvima postignuti nakon 2014. godine, što svjedoči određenom napretku sportskog hodanja. Iako nazivom blisko normalnom hodaњу, brzinom kretanja sportskog hodanja znatno je bliže trčanju, što je bitno naglasiti pri referiranju na istraživanja provedena za normalan hod ili trčanje. Brzina kretanja ubrzanim korakom normalnog hodanja iznosi oko  $1,7 \text{ ms}^{-1}$ , a sportsko hodaње na razini svjetskog rekorda brže je od koraka normalnog hodanja između 109 % za žensko sportsko hodaње na 50 km do čak 165 % za juniore sportske hodače na 10 km. Na razini svjetskog rekorda brzina kretanja sportskim hodaњem manja je nego za trčanje u sličnim disciplinama između 27 % i 33 % te je sportsko hodaње razine normi za međunarodna natjecanja brzinom kretanja usporedivo s trčanjem odlično utreniranih mlađih rekreativnih trkača. Međutim, vrijedi naglasiti da je i za vrlo mlade natjecatelje u sportskom hodaњу, primjerice mlađe kadetkinje starosti 12 godina, brzina kretanja  $3 \text{ ms}^{-1}$ , što je dvostruko brže od kretanja korakom normalnog hodanja. Istraživanja su pokazala bitne razlike sportskog hodanja u odnosu na trčanje kao i na

normalno hodanje. Norberg (2015) zaključuje kako se kinematička razlika sportskog hodanja u usporedbi s normalnim hodanjem očituje u većoj rotaciji zdjelice, većim momentima sile pri fleksiji i ekstenziji kuka te većoj mišićnoj aktivnosti *m. rectusa femorisa*, a postoji i znatna kinetička razlika, odnosno razlika u intenzitetu i formi krivulja sile reakcije podloge. Pavei i suradnici (2014) objavili su pregledni rad u kojem su analize tehnike sportskog hodanja podijelili u tri skupine istraživanja, ovisno o osnovnoj primjenjenoj metodologiji, na kinematičke analize, analize sila reakcije podloge (kinetičke) te analize fokusirane na sile u zglobovima i efikasnost kretanja.

## 1.2. Kinematički model sportskog hodanja

Osnovni okvir biomehaničkog modela sportskog hodanja odnosi se na način kretanja odgovarajuće utreniranih atletičara koji se trude u što kraćem vremenu savladati određenu natjecateljsku dionicu, u okviru definiranih pravila. Formalni hijerarhijski model kinematike sportskog hodanja postavio je Hanley (2014a) te definirao kako su osnovni elementi natjecateljske uspješnosti pri sportskom hodanju pridržavanje dvaju postavljenih pravila te postizanje brzine kretanja, koju čini umnožak frekvencije koraka i duljine koraka. Duljina koraka sastoji se od triju osnovnih sastojnica: udaljenost od točke prednjeg kontakta noge s podlogom do točke vertikalne pozicije oslonačne noge (prva faza koraka); udaljenost od točke vertikalne pozicije oslonačne noge do točke odraza (druga faza koraka) i duljina faze leta. Razgraničenje dviju osnovnih faza tijekom kontakta noge s podlogom proizlazi iz navedenih pravila sportskog hodanja, koja propisuju ekstenziju u koljenom zglobu od prvog kontakta s podlogom do vertikalnog uspravnog položaja oslonačne noge. Većina autora pri analizi trčanja ili normalnog hodanja polazi od definicije vertikalne projekcije težišta tijela na podlogu kao točke razgraničenja dviju faza, koje nazivaju fazama kočenja i propulzije (Hanley 2014a; Preatoni i suradnici, 2010). Problem preciznog određivanja točke razgraničenja dviju faza pri sportskom hodanju proizlazi iz činjenice da koljeno u srednjem položaju stopala ispod težišta tijela nije pod kutem od  $180^\circ$ , nego u maksimumu hiperekstenzije prosječno s kutem  $190^\circ$  (Donà i suradnici, 2009). Odgovarajuća definicija točke srednjeg položaja oslonačne noge stoga je sjecište pravca kroz *lateralni malleolus* i *trochanterion* i ravnine podloge u trenutku okomitosti tog pravca (Phillips i Jensen, 1984). S obzirom na to da su u sportskom hodanju navedene faze definirane kinematičkim parametrima, a nisu razgraničene temeljem kinetičkih pokazatelja, u ovoj disertaciji razlikujemo fazu oslonca i fazu leta te se koriste nazivi *prva faza koraka*, koja započinje prednjim kontaktom pete s podlogom i *druga faza koraka*, koja završava stražnjim

osloncem – odrazom, a trenutak razgraničenja između tih dviju faza naziva se moment vertikale (Slika 1). Treća analizirana faza koraka, od trenutka odraza promatrane noge do trenutka prednjeg kontakta kontralateralne noge naziva se faza leta.



Slika 1: Prikaz ključnih faza tehnike sportskog hodanja

Opis: prednji kontakt (1), moment vertikale (2), stražnji oslonac - odraz (3) i kraj faze leta u trenutku prednjeg oslonca kontralateralne noge (4). Izvor: Slika iz arhive autora.

Kinematički opis tehnike sportskog hodanja u okviru ove disertacije napisan je usporedbom ključnih pokazatelja sportskog hodanja i trčanja maratona, prema izvršenim i objavljenim relevantnim i metodološki utemeljenim mjerenjima na natjecanjima (Tablica 1). Na taj je način opisana tehnika sportskog hodanja na vrhunskoj (svjetskoj) natjecateljskoj razini, u realnim natjecateljskim uvjetima, na uzorcima sportskih hodača iz više zemalja, odnosno različitih „škola hodanja“. Snimanje je provedeno tijekom natjecanja, u prisutnosti vrhunskih sudaca sportskog hodanja, bez znanja sudionika istraživanja, pa je tehnička izvedba reprezentativna i nije eventualno svjesno modificirana. Zbog usporedivosti u Tablici 1 su prikazani podaci za muške natjecatelje u maratonu i sportskom hodanju, jer za žene nema

objavljenih biomehaničkih istraživanju pri natjecanjima sportskog hodanja 50 km. U ovoj disertaciji osnovne promatrane referentne natjecateljske discipline bile su 50 km i 20 km za seniore i 10 km za juniore, iako je novim promjenama disciplina hodanja 50 km u okviru Olimpijskih igara zamijenjena mješovitom dvočlanom štafetom na ukupnoj distanci maratona.

Tablica 1: Usporedba kinematike sportskog hodanja i trčanja maratona

	Hodanje 20 km	Hodanje 50 km	Maraton	Hodanje 20 km (maraton = 100%)	Hodanje 50 km (maraton = 100%)
Brzina (ms <sup>-1</sup> )	4,03 (±0,24)	3,65 (±0,21)	4,81 (±0,31)	83,9%	76,0%
Frekvencija koraka (Hz)	3,34 (±0,12)	3,16 (±0,16)	3,07 (±0,13)	108,8%	102,9%
Duljina koraka (m)	1,21 (±0,07)	1,16 (±0,06)	1,56 (±0,10)	78,1%	74,8%
Duljina prve faze koraka (m)	0,46 (±0,02)	0,46 (±0,02)	0,41 (±0,04)	112,3%	112,3%
Duljina druge faze koraka (m)	0,57 (±0,02)	0,56 (±0,03)	0,53 (±0,04)	107,6%	105,7%
Faza leta (m)	0,19 (±0,06)	0,15 (±0,05)	0,62 (±0,08)	30,6%	24,2%
Udjel faze leta (%)	15,7%	12,9%	40,0%	39,3%	32,3%
<b>Torakolumbalna rotacija (stupnjevi kuta)</b>					
Torakalna rotacija	16 (±2)	16 (±2)	16 (±3)	100,0%	100,0%
Rotacija zdjelice	18 (±3)	19 (±4)	11 (±4)	163,6%	172,7%
<b>Fleksija/ekstenzija kuka (stupnjevi kuta)</b>					
Prednji kontakt	167 (±3)	170 (±4)	142 (±4)	117,6%	119,7%
Odraz	189 (±3)	190 (±2)	192 (±4)	98,4%	99,0%
Raspon pokreta (prosjeak)	22	20	50	44,0%	40,0%
<b>Fleksija/ekstenzija koljena (stupnjevi kuta)</b>					
Prednji kontakt	180 (±2) (190*)	181 (±3) (189*)	149 (±4)	120,8%	121,5%
Odraz	156 (±5)	154 (±4)	163 (±4)	95,7%	94,5%
Raspon pokreta (prosjeak)	-34	-35	14	-242,9%	-250,0%
<b>Fleksija/ekstenzija gležnja (stupnjevi kuta)</b>					
Prednji kontakt	101 (±3)	103 (±3)	102 (±4)	99,0%	101,0%
Odraz	125 (±4)	126 (±4)	127 (±6)	98,4%	99,2%
Raspon pokreta (prosjeak)	24	23	25	96,0%	92,0%

*Napomena: Za maraton se podaci odnose na prosječne vrijednosti za 28 muških natjecatelja na 29,5 km utrke maratona na Svjetskom atletskom prvenstvu 2017. godine (Hanley, Bissas i Merlino, 2020). Za hodanje 20 km podaci se odnose na prosječne vrijednosti za 30 muških natjecatelja na 14,2 km utrke na 20 km i 30 muških natjecatelja na 28,2 km utrke na 50 km u okviru Svjetskog kupa u sportskom hodanju 2008. godine, koji nisu bili diskvalificirani od strane sudaca (Hanley, 2014a). Za fleksiju/ekstenziju koljena u trenutku prednjeg kontakta (\*) označene su vrijednosti za moment vertikalne pri čemu je najveći kut ekstenzije koljena (190° za 20 km i 189° za 50 km) korišten za izračun raspona pokreta. Podaci u 5. i 6. stupcu odnose se na postotne vrijednosti aritmetičkih sredina analiziranih podataka u disciplinama hodanja u odnosu na maraton.*

Brzina kretanja sportskim hodaњem pri natjecanju na 20 km 16,1 % je manja, a u natjecanju na 50 km 24,0 % manja nego pri trčanju maratona. Pritom je frekvencija koraka u hodaњу na 20 km 8,8 %, a na 50 km 2,9 % veća nego pri trčanju maratona. S obzirom da je brzina kretanja umnožak frekvencije i duljine koraka, jasno je da je razlika u brzini posljedica znatno kraćeg koraka pri hodaњу; 21,9 % za 20 km i 15,2 % za 50 km. Pritom je ta razlika gotovo isključivo posljedica znatno kraće (prosječne) duljine faze leta; samo 15 cm u hodaњу na 50 km odnosno 19 cm na 20 km, u usporedbi sa čak 62 cm u trčanju maratona.

Stalno postojanje faze leta u trajanju od 0,03 do 0,05 sekundi pri sportskom hodaњу natjecateljskom brzinom dokazano je u objavljenim studijama (Phillips i Jensen, 1984; Cairns i suradnici, 1986; De Angelis i Menchinelli, 1992). Neumann i suradnici (2008) fokusirali su se na tehniku koja omogućuje pridržavanje pravila hodaња te istražili u kolikoj mjeri pridržavanje pravila postaje veći problem u uvjetima povećanja zamora na treningu i natjecanjima. Valja naglasiti da je natjecateljskim pravilima postojanje faze leta zabranjeno, no jasno je da je prisutna faza leta koju nije moguće izravno zamijetiti ljudskim okom, a pri suđenju još uvijek nije dozvoljeno korištenje posebnih optičkih naprava niti je sucima dozvoljeno snimanje.

Nedavno istraživanje (Hanley, Tucker i Bissas, 2019) uključilo je videoanalizu različitih stilova tehnike sportskog hodaња kod 20 vrhunskih natjecatelja koje su vrednovala 83 suca za sportsko hodaње. Za iste je ispitanike provedena laboratorijska kinematička analiza s fokusom na trajanje faze leta i ekstenziju u koljenom zgloбу. Kod muških je ispitanika zabilježena faza leta u prosječnom trajanju 0,015 sekundi pri vrlo malim brzinama kretanja od  $3,0 \text{ ms}^{-1}$ , a za djevojke u prosječnom trajanju 0,013 sekundi pri  $3,3 \text{ ms}^{-1}$ . Fazу leta kraću od 0,033 sekunde uočilo je samo 12,5 % sudaca, a u trajanju između 0,040 i 0,045 sekundi 37,5 % sudaca. Autori su zaključili da je brzina kretanja sportskog hodaња pri kojoj se događa vidljiva faza leta oko  $3,9 \text{ ms}^{-1}$  za atletičare i  $3,6 \text{ ms}^{-1}$  za atletičarke. To je u znatnoj mjeri sukladno nalazima ranijih istraživanja u kojima se pronašlo i utvrdilo trajanje faze leta tijekom natjecanja, prosječno 0,03 sekunde u utrci hodača na 20 km ( $4,0 \text{ ms}^{-1}$ ) i 0,02 s za hodače na 50 km i djevojke na 20 km ( $3,5 \text{ ms}^{-1}$ ), no tu je bila riječ o manje preciznom snimanju optičkim kamerama (Hanley, Bissas i Drake, 2011). U novijim se istraživanjima sportskog hodaња kod sportaša vrhunske natjecateljske razine ne opisuje faza dvostrukog oslonca. Ipak, fazу dvostrukog oslonca ne treba zanemariti pri analizi sportskog hodaња mladih natjecatelja, veterana i osoba koje se rekreativno koriste osnovnom tehnikom sportskog hodaња pri manjim brzinama kretanja.

U vezi s drugom sastavnicom pravila sportskog hodanja, odnosno ekstenziju u koljenom zglobu, utvrđeno je kako je granični kut fleksije koljena u prednjem kontaktu koji suci ocjenjuju pravilnim  $177^\circ$  (Hanley, Tucker i Bissas, 2019). Kutovi koljena tijekom kontakta s podlogom najveća su kinematička razlika između trčanja i sportskog hodanja (Tablica 1), jer je koljeno u fazi prednjeg kontakta u znatnoj hiperekstenziji pri srednjem osloncu ( $190^\circ$  za 20 km i  $189^\circ$  za 50 km) pri sportskom hodanju, dok je u trčanju kut u koljenu u fazi prednjeg oslonca u prosjeku  $142^\circ$ . Pri odrazu kod trčanja fleksija koljena manja je nego u prednjem osloncu te je kut  $163^\circ$ , a kod sportskog hodanja u drugoj fazi koraka dolazi do prijelaza iz hiperekstenzije u fleksiju koljena veću nego kod trčanja ( $156^\circ$  za 20 km i  $154^\circ$  za 50 km). Dakle, ne samo da je raspon pokreta u zglobu koljena tijekom kontakta noge s podlogom pri sportskom hodanju ( $34^\circ$  odnosno  $35^\circ$ ) znatno veći nego pri trčanju ( $14^\circ$ ), nego je i smjer fleksije/ekstenzije suprotan.

Kut ekstenzije kuka pri odrazu kod sportskog hodanja vrlo je sličan kao kod trčanja, međutim u trenutku prednjeg kontakta s podlogom, kut fleksije kuka u odnosu na neutralan položaj pri sportskom hodanju samo je  $10^\circ$  za 50 km te  $13^\circ$  za 20 km, što je znatno manje nego pri trčanju ( $31^\circ$ ). U rasponu pokreta gležnja u sportskom hodanju nema znatne razlike u odnosu na trčanje. Naizgled velika dorzalna fleksija u prednjem kontaktu te plantarna fleksija pri odrazu kod sportskog hodanja optička je iluzija uslijed opisanih razlika u kutovima u kuku i koljenu pa pri sportskom hodanju stopala imaju znatno veći kut prema podlozi nego pri trčanju. U pogledu torakolumbalne rotacije, sastavnica torakalne rotacije identična je za sportsko hodanje i trčanje, dok je rotacija zdjelice pri sportskom hodanju znatno veća;  $18^\circ$  i  $19^\circ$  za navedene dvije discipline sportskog hodanja, u usporedbi s  $11^\circ$  pri trčanju maratona. Duljina zbroja dviju faza koraka pri sportskom hodanju veća je nego pri trčanju, na način da je prva faza koraka znatno (12,3 %) dulja kod obje promatrane discipline sportskog hodanja nego kod trčanja, dok je druga faza koraka pri hodanju 7,6 % (za 20 km) odnosno 5,7 % (za 50 km) dulja nego pri trčanju maratona.

Istraživanje kinematičkih pokazatelja kod 20 juniora i 20 juniorki na Europskom kupu u sportskom hodanju održanom 2009. godine (Hanley, 2014a) ukazalo je da postoje statistički bitne razlike u biomehanici sportskog hodanja natjecatelja juniora u usporedbi sa seniorima. U najvećoj mjeri to se odnosi na rotaciju zdjelice koja je za  $5^\circ$  manja kod juniorki ( $9 \pm 3$ ) u usporedbi sa seniorkama ( $14^\circ \pm 4^\circ$ ) te  $3^\circ$  kod juniora ( $15^\circ \pm 5^\circ$ ) u usporedbi sa seniorima ( $18^\circ \pm 3^\circ$ ). Tu smanjenu rotaciju mladi natjecatelji kompenziraju većom ekstenzijom kuka pri odrazu za  $5^\circ$  kod juniorki ( $195^\circ \pm 3^\circ$ ) u usporedbi sa seniorkama ( $190^\circ \pm 3^\circ$ ) te  $4^\circ$  za juniore ( $193^\circ \pm 3^\circ$ ) u usporedbi sa seniorima ( $189^\circ \pm 3^\circ$ ), kao i većom plantarnom fleksijom gležnja pri odrazu za

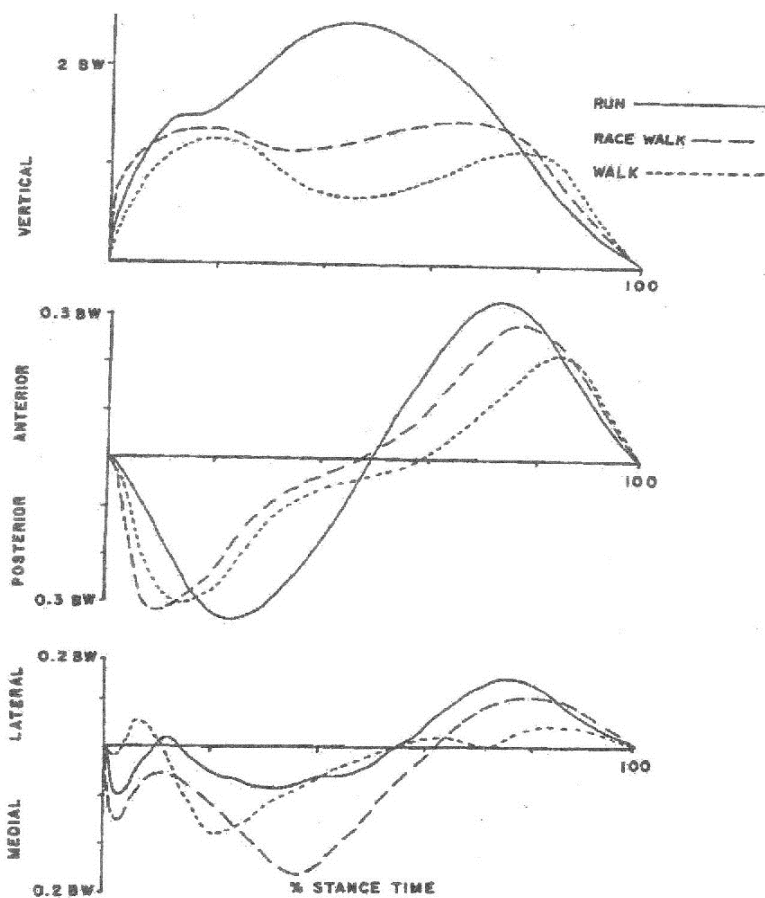
5° kod juniorki ( $134^\circ \pm 5^\circ$ ) u usporedbi sa seniorkama ( $129^\circ \pm 4^\circ$ ) te 4° kod juniora ( $129^\circ \pm 4^\circ$ ) u usporedbi sa seniorima ( $125^\circ \pm 4^\circ$ ). Mladi natjecatelji nedostatak aktivnosti u pojedinim mišićima nadoknađuju povećanom aktivacijom sinergijskih mišića (Hanley i Bissas, 2014), što posebno vrijedi za kompenzaciju nedovoljne aktivacije *m. gluteusa maximusa* koju mladi atletičari kompenziraju pojačanom aktivacijom *m. bicepsa femorisa*, što stvara neravnotežu u opterećenju lokomotornog sustava i povećava rizik nastanka ozljeda tipičnih za sportsko hodanje.

U pogledu uzorka ispitanika s neujednačenom razinom natjecateljskih rezultata, utvrđeno je da veća brzina kretanja uzrokuje povećanje duljine koraka i trajanje faza leta, dok nema znatnog utjecaja brzine na ostale kinematičke varijable (Preatoni i suradnici, 2006). Identičan zaključak ima i studija koja je uključivala uzorak talijanskih hodača nacionalne i regionalne razine natjecateljskih rezultata (Pavei i La Torre, 2016) te nije pronašla bitne razlike u rasponu pokreta u zglobovima s obzirom na razinu sportskih rezultata ispitanika, kao niti s obzirom na brzinu kretanja koja je bila u vrlo velikom rasponu od 3,61 do 4,72  $\text{ms}^{-1}$ . Razlog za tu sličnost su pravila sportskog hodanja koja vrlo usko definiraju biomehaniku kretanja, odnosno stil i koordinaciju pokreta te je sportsko hodanje izrazito stereotipno kretanje sa zadanim tehničkim elementima (Preatoni i sur., 2010).

### 1.3. Kinetički model sportskog hodanja

Prvi modelski opis kinetike sportskog hodanja u usporedbi s normalnim hodanjem i trčanjem izradio je Payne (1978) na način da se jedan ispitanik kretao normalnim hodanjem, trčanjem i sportskim hodanjem (vrlo velikom brzinom 4,69  $\text{ms}^{-1}$ ). Metodološki znatno bolja analiza je Cairnsa i sur. (1986), urađena na način da je deset nacionalno konkurentnih sportskih hodača koristilo tri načina kretanja; normalnim hodom ( $1,83 \pm 0,24 \text{ms}^{-1}$ ), sportskim hodanjem ( $3,63 \pm 0,15 \text{ms}^{-1}$ ) i umjereno brzim trčanjem ( $3,62 \pm 0,53 \text{ms}^{-1}$ ). Zabilježena najveća vrijednost vertikalne komponente sile reakcije podloge izražena relativno u odnosu na tjelesnu težinu pri sportskom hodanju ( $1,65 \pm 0,15$ ) bila je nešto veća nego pri normalnom hodanju ( $1,31 \pm 0,12$ ), ali znatno manja nego pri trčanju ( $2,45 \pm 0,14$ ). Oblik krivulje vertikalne komponente sile reakcije podloge pri sportskom hodanju bio je vrlo sličan kao i pri normalnom hodanju, s dva maksimuma, ali znatno veće vrijednosti u drugom dijelu koraka za sportsko hodanje nego za normalno hodanje. Oblik krivulje vertikalne komponente sile reakcije podloge pri trčanju bio je sasvim različit, s jednim maksimumom približno pri 50% trajanja kontakta (Slika 2).



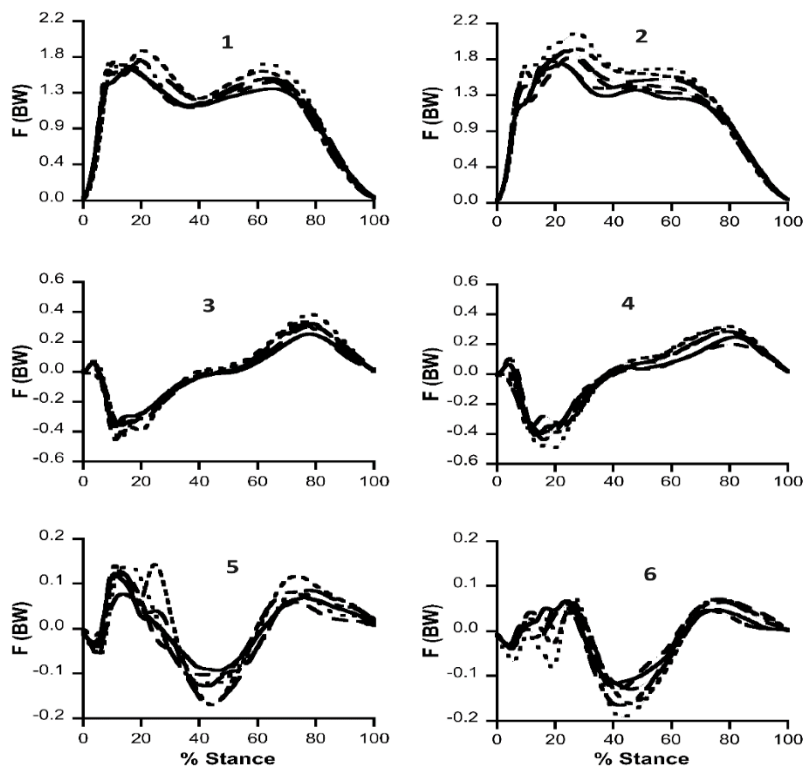


Slika 2: Sile reakcije podloge pri trčanju, normalnom hodanju i sportskom hodanju

Preuzeto iz: Cairns, M. A., Burdett, R. G., Pisciotto, J. C. i Simon, S. R. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Med Sci Sports Exerc* 18(4), 446–453. doi:10.1249/00005768-198608000-00015 (Slika 3, str. 451). Uz dozvolu izdavača: Wolters Kluwer Health, Inc., Licence no. 5686441309586, Dec 12, 2023

Anteriorno-posteriorna komponenta sile reakcije podloge za sva tri načina kretanja bila je slična oblikom i jačinom u prvoj fazi koraka, međutim, u drugoj je fazi za sportsko hodanje bila znatno veća nego za normalno hodanje, ali ipak znatno manja nego pri trčanju. Maksimalna medijalna komponenta sile reakcije podloge pri sportskom hodanju, također izražena u postotku tjelesne težine, znatno je veća ( $0,16 \pm 0,06$ ) nego pri normalnom hodanju ( $0,10 \pm 0,04$ ) i trčanju ( $0,08 \pm 0,04$ ). Analizirana istraživanja ukazala su da između pojedinih atletičara koji se bave sportskim hodanjem postoje znatne razlike kako intenziteta sile reakcije podloge, tako i oblika krivulja komponenti tih sila, a posebice krivulje vertikalne komponente sile reakcije podloge. Tako je Fenton (1984) za tri ispitanika identificirao klasični „M“ oblik krivulje s ranijom pojavom maksimuma, znatnim smanjenjem na nisku razinu oko 100 % tjelesne težine u trenutku 35 % faze oslonca te izrazitim drugim maksimumom na oko 130 % tjelesne težine pri 75 % trajanja oslonca, a za četiri ispitanika identificirao je „N” oblik krivulje s karakterističnim

maksimumom vertikalne komponente relativne (u odnosu na tjelesnu težinu) sile reakcije podloge (RSRP) u prvih 25 % trajanja oslonca, dok je u sljedećih 50 % sila stagnirala ili blago opadala na bitno nižoj razini od maksimuma te se u posljednjih 25 % naglo smanjila. S obzirom na to da su u drugoj skupini bili bolje utrenirani sportaši, zaključio je da je njihov stil hodanja bio napredniji i *fluidan* jer su u većoj mjeri zadržali intenzitet sile prema podlozi tijekom koraka.



Slika 3: Relativne sile reakcije podloge pri sportskom hodanju za dvije skupine ispitanika

Legenda: Vertikalna komponenta sile reakcije podloge za „M“ skupinu (1) i „N“ skupinu (2) anteriorno – posteriorna komponenta sile reakcije podloge za „M“ skupinu (3) i „N“ skupinu (4) i medijalno – lateralna komponenta sile reakcije podloge za „M“ skupinu (5) i „N“ skupinu (6).

Preuzeto iz: Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A., Minetti, A. (2019). Race Walking Ground Reaction Forces at Increasing Speeds: A Comparison with Walking and Running. *Symmetry* 11(7), 873. doi: 10.3390/sym11070873, Slika 1, str., 3. licenca CC BY

Sljedeća studija koja je donijela novi pomak u analizi sila reakcija podloge sportskog hodanja (Pavei, Cazzola i suradnici, 2019) detaljno je istraživala sile reakcije podloge pri različitim brzinama kretanja. Sukladno nalazima Fentona, podijelili su skupinu od 15 ispitanika u grupu od 7 atletičara s „M“ oblikom krivulje vertikalne RSRP i grupu od 8 atletičara s „N“ oblikom te krivulje (Slika 3).

Međutim, pripadnost tim skupinama nije bila određena rezultatskom razinom ispitanika, odnosno relativnom natjecateljskom kvalitetom u sportskom hodanju, nego su u obje skupine bili zastupljeni sportaši vrlo različite razine rezultata što je suprotno slučaju koji je opisao Fenton. Autori su pretpostavili, ali ne i dokazali, da je riječ o naučenom stilu hodanja, koji je specifičan, ovisno o skupini odnosno klubu u kojem su trenirali sportsko hodanje.

Pravila sportskog hodanja predstavljaju bitna biomehanička ograničenja i definiraju mali prostor za individualne razlike u stilu kretanja. U istraživanju (Hanley, Drake i Bissas, 2011) krivulje relativne sile reakcije podloge (RSRP) za muške i ženske ispitanike bile su vrlo slične, s jedinom razlikom znatno veće maksimalne RSRP u prvoj fazi koraka za muške ispitanike (204 % tjelesne težine), nego za djevojke (159 % tjelesne težine), što je u znatnoj mjeri posljedica veće brzine kretanja muških ispitanika. U novijoj studiji (Hanley i Bissas, 2016) utvrdili su da nema bitnih razlika normaliziranih varijabli RSRP niti kinematičkih varijabli između ženskih i muških (međunarodno elitnih) ispitanika te je moguće istovremeno analizirati podatke za oba spola, uzme li se u obzir brzina kretanja.

#### **1.4. Problematika ozljeda u sportskom hodanju**

Ozljede pri sportskom hodanju razmjerno su učestale. Prema aktualnom istraživanju (Hanley, 2014b) 66% međunarodno konkurentnih ženskih te 59% muških atletičara koji se natječu u sportskom hodanju imalo je jednu ili više ozljeda u prethodnih 12 mjeseci. Pri tome su sljedeća područja najviše izložena ozljedama, s učestalosti iznad 10 %: posteriorni segment natkoljenice (27 % za žene i 22 % za muškarce), koljeno (24 % za žene i 17 % za muškarce), stopalo (14 % za žene i 16 % za muškarce), anteriorni segment potkoljenice (12 % za žene i 18% za muškarce), gležanj (19 % za žene i 10 % za muškarce), zdjelice (17 % za žene), leđa i posteriorni segment potkoljenice (12 % za žene) (Hanley, 2014b). Hanley (2014b) također zaključuje da je uzrok najčešćih ozljeda (posteriornog segmenta natkoljenice) ekstenziju u koljenom zglobu u prvoj fazi koraka te savjetuje poseban oprez u radu s mladim atletičarima koji su ranije imali tu vrstu ozljeda te upućuje trenera na važnost jačanja fleksora koljena za sve sportske hodače, bez obzira na dob i sportske rezultate. Za anterirni segment potkoljenice isti autor kao potencijalne uzroke navodi ekscentričnu kontrakciju mišića u fazi prednjeg kontakta prilikom dodira pete s podlogom ili znatnu aktivaciju pri dorzalnoj fleksiji gležnja neposredno prije prednjeg kontakta zamašne noge s podlogom. I ranija istraživanja uputila su na pravilo o

ekstenziji u koljenom zglobu kao faktoru točno određenih ozljeda pri sportskom hodanju i to ozljeda koljena uslijed mediolateralne sile na stopalu (Payne, 1978).

Francis i suradnici (1998) imali su bitno drugačije rezultate istraživanja nego Hanley (2014b) te kao pretežitu lokaciju ozljeda identificirali koljeno (21,3 %), stopalo (20,7 %), potkoljenica anteriorno (12,7 %), kuk (11,6 %), leđa (9,2 %), natkoljenica posteriorno (8,2 %) i gležanj (7,4 %). Incidenciju ozljeda ocijenili su znatno manjom (samo 15,6 % ozlijeđenih sportskih hodača godišnje), ali uz metodološki drugačije formuliran anketni upitnik te znatno starijom populacijom ispitanika, niže natjecateljske razine.

Song i suradnici (2013) istraživali su skupinu elitnih sportskih hodača na način da su mjerili sile stopala na podlogu pri sportskom hodanju i normalnom hodanju i ukazali da je ekstenzija koljena pri sportskom hodanju statistički značajno veća ( $187,54^\circ \pm 6,8^\circ$ ) nego pri normalnom hodanju ( $174,18^\circ \pm 5,10^\circ$ ), što također vrijedi i za adukciju kuka koja za sportsko hodanje iznosi  $9,63^\circ \pm 2,69^\circ$ , a za normalno hodanje samo  $6,51^\circ \pm 2,61^\circ$ , kao i averziju stopala koja pri sportskom hodanju iznosi  $9,31^\circ \pm 1,69^\circ$ , a pri normalnom hodanju  $5,81^\circ \pm 2,5^\circ$ . Analizom osam anatomskih subpodručja stopala našli su značajno veće najveće moguće tlakove pri sportskom hodanju, nego pri normalnom hodanju u području pete medijalno  $51,27 \pm 10,80 \text{ Ncm}^{-2}$  i pete lateralno  $47,76 \pm 8,74 \text{ Ncm}^{-2}$  te zaključili da je taj tlak povezan s rizikom ozljeda zbog pravilima definirane ekstenzije u koljenom zglobu pri sportskom hodanju (Song i sur., 2013).

S obzirom na razmjerno oskudna istraživanja ozljeda pri sportskom hodanju, zbog malog broja aktivnih natjecatelja i problema provođenja longitudinalnih istraživanja, opravdano je navesti i rezultate istraživanja drugih načina lokomocije koja upućuju na veze sila reakcije podloge i utjecanja konkretnih ozljeda preopterećenja. Longitudinalno istraživanje provedeno na skupini od 84 vojna kadeta, od kojih je 36 tijekom 6 tjedana vojničke obuke steklo ozljedu patelofemoralne boli („trkačko koljeno“), identificiralo je statistički značajnu vezu s lateralnom silom prednjeg kontakta pete s podlogom pri vojničkom hodanju (Thijs i suradnici, 2007). Sličan zaključak, kako je način trčanja s prvim kontaktom petom, a ne prednjim dijelom stopala, faktor nastanka ozljeda u istraživanju na nehomogenom uzorku 400 studenata kineziologije koji su provodili program rekreativnog trčanja (Willems i suradnici, 2004). U sustavnom pregledu utjecaja tehnike trčanja na trkačke ozljede Burke i suradnici (2021) su u 4 od 6 studija pronašli veze između ozljeda u području stopala i sila prema podlozi pretežito u prvom fazi oslonca. Bitan je i zaključak istraživanja biomehanike trčanja (Bartlett i suradnici, 2007) kako postoji statistička veza osobne varijabilnosti stila trčanja i sile reakcije

podloge te se smanjenjem varijabilnosti povećava rizik ozljede jer se smanjuju mogućnosti individualnih razlika izvedbe, sukladno različitim morfološkim osobinama pojedinih sportaša. Također je dokazano da razlike u biomehaničkim varijablama, tj. stilu trčanja, mogu dovesti do razlika u ekonomičnosti trčanja i silama reakcije podloge (Trowell i suradnici, 2020). Ó Catháin i suradnici (2022) ukazali su kako verbalne upute trenera mogu imati trenutni učinak na promjenu stila trčanja, sa 17 postotnim smanjenjem maksimalne sile reakcije podloge.

Treba naglasiti da su prethodne studije, koje su istraživale kinetiku sportskog hodanja, trčanja i normalno hodanje, bile pretežito fokusirane na pojedine sastavnice sile reakcije podloge. Međutim, postoje istraživanja koja su fokusirana na ukupnu silu reakcije podloge, jer rizik ozljeda nije povezan samo s vertikalnom komponentom sile reakcije podloge, već i s drugim dvjema sastavnicama. Napier i suradnici (2018) dokazali su da je učestalost ozljeda kod rekreativnih trkači koje su u trećini uzorka s najvećom maksimalnom silom kočenja (anteriorno-posteriornom komponentom sile reakcije podloge u fazi prednjeg oslonca) 5,08 puta veća nego kod trkačica u srednjoj trećini uzorka, dok ostalih pet promatranih kinetičkih varijabli nije bilo povezano s rizikom ozljeda. Pokazano je kako sportske ozljede koljena nastaju pod utjecajem opterećenja silama istovremeno u više ravnina (Shimokochi i Shultz, 2008). Yu i sur. (2021) koristili su pristup analize glavnih sastavnica za istovremenu analizu svih triju komponenti sile reakcije podloge, koji omogućuje identifikaciju osnovnih razlika između ispitanika. Gruber i suradnici (2017) analizirali su razlike u ukupnoj (rezultantnoj) sili reakcije podloge između trkača koji ostvaruju prednji kontakt s podlogom pretežito petom i trkača koji taj kontakt ostvaruju srednjim ili prednjim dijelom stopala. Procjene veza sila reakcije podloge sa silama u koštano-mišićnim sustavima u posebnom su fokusu kineziologije, ali i ortopedije u okviru medicinskih znanosti. Pritom su modelske procjene zahtjevne zbog činjenice da više mišića provodi pojedinu kretnju, a mnogi mišići istovremeno pokreću više zglobova i to sa silama u više osi. Važno je stoga istraživanje provedeno izravnim mjerenjem sila u elektronski kontroliranoj protezi tibije kojim je utvrđeno da je maksimalna sila u koljenu značajno korelirana ( $R^2 = 0,77$ ,  $p = 0,04$ ) sa silom reakcije podloge izražene u postotku tjelesne mase i brzinom kretanja (Patil i sur., 2013).

Zaključno, aktualne znanstvene spoznaje upućuju na povezanost ozljeda pri sportskom hodanju s relativnim silama reakcije podloge u uvjetima pravilima definirane ekstenzije koljena (tijekom prednjeg oslonca). Hanley (2014b) smatra da pravila definiraju „neprirodan“, odnosno ograničeni način kretanja, pri čemu su za postizanje velikih brzina kretanja uz mali rizik ozljeda potrebne godine učenja tehnike i razvitka specifičnih motoričkih sposobnosti. Stoga vođenje

treninga sportskog hodanja s mladim atletičarima zahtijeva korištenje znanstvenog pristupa i suvremenih analitičkih postupaka s osnovnim ciljem pravilne izvedbe. Međutim, istraživanja o razvoju mladih natjecatelja u disciplinama sportskog hodanja vrlo su oskudna te nisu definirane znanstvene preporuke za usvajanje kvalitetne biomehaničke izvedbe hodanja. U treningu je ključni problem naučiti postići ekstenziju u koljenom zglobu u prvoj fazi koraka na način da ne nastaju prekomjerne sile koje mogu uzrokovati ozljede tipične za sportsko hodanje. To je posebno bitno s obzirom da je hiperekstenzija koljena prisutna u prvoj fazi koraka, kad su kod većine sportaša hodača sile prema podlozi najveće. Stoga treneri sportskog hodanja fazu prednjeg kontakta promatraju kao kritičnu fazu te imaju zadatak poučavati tehniku i razvijati motoričke sposobnosti mladih sportaša za način kretanja kojim se kontroliraju sile tijela prema podlozi. Prema tome, tijekom trenažnog procesa treba kontrolirati način izvedbe pokreta koji bi mogao imati utjecaja na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka, koja je u okviru ove disertacije promatrana kao zavisna varijabla.

Od velike je važnosti voditi računa kojom metodom, kojom brzinom kretanja te na kakvom je uzorku provedeno mjerenje u pojedinom istraživanju (Tablica 2). U novije vrijeme, istraživanja se u pravilu provode s natjecateljskom brzinom kretanja (unutar dozvoljenog intervala odstupanja), jer treneri usavršavaju tehničku izvedbu sportaša upravo pri toj brzini kretanja pa je potreban velik oprez u interpretaciji podataka koji su prikupljeni mjerenjima provedenim pri manjim ili većim brzinama od natjecateljske, a neki od bitnih biomehaničkih parametara znatno se mijenjaju s brzinom kretanja. Također je potreban i oprez u tumačenju podataka prikupljenih na pokretnoj traci, s obzirom na to da odstupaju od podataka prikupljenih kretanjem kroz prostor. Ranija istraživanja provedena su s manjim brojem pokušaja, dok su najnovija provedena s većim brojem pokušaja, od kojih se za analizu odabiru pokušaji s manje odstupanja od obrasca kretanja, odnosno moguća je eliminacija vrlo netipičnih vrijednosti pokazatelja. Preatoni i sur. (2010) pokazali su kako je potrebno barem 15 pokušaja za pouzdano opisivanje kinematičkih parametara. Istraživanja provedena prije 1990. godine imala su vrlo ograničen uzorak ispitanika, ne veći od 10. U prvom desetljeću 21. stoljeća objavljene su samo dvije studije s većim brojem ispitanika (20 i 28; vidi Tablicu 2). Istraživanje s najvećim brojem od čak 84 ispitanika (Hanley, Bissas i Drake, 2011) nije provedeno laboratorijskim mjerenjem, nego su podaci prikupljeni snimanjem kamerama u okviru atletskog natjecanja. Pored navedenog, bitna je i razina sportskih rezultata ispitanika jer elitni natjecatelji imaju, pored veće brzine kretanja, i bolje usavršenu tehniku izvedbe sportskog hodanja za razliku od mladih atletičara kao i atletičara niže razine rezultata.

Tablica 2: Objavljena relevantna istraživanja biomehanike sportskog hodanja

	Broj i spol ispitanika	Razina sportskih rezultata	Broj pokušaja	Broj koraka	Brzina kretanja ispitanika (m/s)
Payne, 1978	1M		1	1	4,7
Murray i sur., 1983	2M	Reprezentacija	2	1	3,3
Phillips i Jensen, 1984	3M	Nacionalna	2	1	4,7 - 5,5
Fenton, 1984	6M+1F	Nacionalna	4	1	3,35
White i Winter, 1985	1M	Nacionalna	3	1	
Cairns i sur., 1986	8M+2F	Nacionalna	2	1	2,9 - 3,6
De Angelis i Menchinelli, 1992	10M+5F	Reprezentacija	1	60	2,3-4,2 (M) i 3,5-3,9 (F)
Hoga i sur., 2006	12M	Nacionalna	-	1	
Preatoni i sur., 2006	2M+2F	Nacionalna	17	1	2,85
Neumann i sur., 2008	4F	Nacionalna	-	-	
Witt i Gohlitz, 2008	3F	Nacionalna	1	20	
Donà i sur., 2009	4M+3F	Reprezentacija	20	10	2,4 - 3,3
Preatoni i sur., 2010	4M+3F	Reprezentacija	20	10	2,4 - 3,3
Hanley, Bissas i Drake, 2011	42M+42F	Elitna	1	1	4,0 (M), 3,5 (F)
Hanley, Drake i Bissas, 2011	8M+6F	Nacionalna	3	2	4,0 (M), 3,5 (F)
Padulo i sur., 2013	12M	Elitna	9	400	3,61 - 4,16
Song i sur. 2013	9M+5F	Elitna	5	1	Brzina treninga
Hanley i Bissas 2013	11M+8F	Elitna	3	2	Brzina utrke ~3,72
Pavei, La Torre 2016	15M	Nacionalna	9	5	2,78 - 4,17
Tucker, Hanley 2017	22M+13F	Elitna	Traka	45-46	3,17 - 3,79
Pavei, Cazzola i sur. 2019	15M	Nacionalna	9	5	2,78 - 4,17
Gravestock, Tucker i Hanley, 2019	15M+16F	Elitna	6	3	4,0 (M), 3,5 (F)

Izvor: Referentna istraživanja prema izboru autora disertacije

Istraživanje na način proveden u okviru ove disertacije, s uzorkom koji čine početnici, mladi sportski hodači te juniorski i seniorski natjecatelji, nije do sada objavljeno, iako je u literaturi naglašena potreba za istraživanjima koji bi uključivali i manje uvježbane sportaše kako bi se istraživali razvojni izazovi na putu postizanja vrhunskih rezultata (Tucker i Hanley, 2017).

Zaključno, prethodnim istraživanjima nije razjašnjeno niti dokazano koji ključni pokazatelji objašnjavaju varijancu relativne sile reakcije podloge između pojedinih stilova tehnike sportskog hodanja. Prema potonjem, glavni problem koji naglašava ova disertacija su biomehanički parametri sportskog hodanja, koji utječu na intenzitet maksimalne sile reakcije podloge tijekom faze prednjeg kontakta, a potrebno ih je kontrolirati u trenažnom procesu zbog smanjenja rizika nastanka povreda radi preopterećenja lokomotornog sustava. Namjera je ove disertacije istražiti koje varijable najbolje opisuju izvedbu kretanja sportskim hodanjem te koje od njih utječu na zavisnu varijablu - maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka. Definiranje te varijable kao kriterijske proizlazi iz nužnosti prevencije ozljeda u trenažnom procesu sportskog hodanja kako kod početnika koji još nemaju dovoljno razvijene motoričke

sposobnosti za zahtjeve ove specifične atletske discipline tako i kod naprednijih natjecatelja koji se kreću velikim brzinama i provode dugotrajne treninge.



## **2. Ciljevi rada**

Osnovni cilj ovog istraživanja bio je procijeniti utjecaj kinetičkih i kinematičkih varijabli na relativne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka kod sportskog hodanja. Konkretno, procijenjen je utjecaj na maksimalnu (vršnu) relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka prilikom sportskog hodanja sljedećih varijabli: sila reakcije podloge u drugoj fazi koraka; odnosa duljine prve i druge faze koraka; amplitude fleksije i ekstenzije u gležnju, koljenu i kuku; amplitude rotacija zdjelice i trupa te položaja ruku tijekom zamaha.

## **3. Hipoteze rada**

S obzirom na postavljene ciljeve ove disertacije istražene su sljedeće hipoteze:

H01: postoji statistički značajna povezanost između sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja;

H02: postoji statistički značajna povezanost promatranih kinematičkih varijabli i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja.

Navedene hipoteze su testirane na razini značajnosti  $p = 0,05$ .

## 4. Metode rada

### 4.1. Uzorak ispitanika

Istraživanje je provedeno na uzorku od 33 ispitanika, natjecatelja, u različitim disciplinama sportskog hodanja iz Hrvatske, Slovenije, Mađarske i Srbije – u dobi od 13 do 37 godina, od kojih je više od polovice sudjelovalo na međunarodnim natjecanjima u hodanju, od čega 11 ispitanika muškog spola i 22 ispitanice ženskog. Osnovni podaci o spolu, dobi, tjelesnoj masi i visini te bodovnoj vrijednosti rezultata za tih 7 skupina ispitanika prikazani su u Tablici 3. S obzirom na izrazitu heterogenost uzorka, za potrebe ovog istraživanja ispitanici su grupirani u 7 skupina s 3-5 ispitanika, temeljem vrijednosti njihovog rezultata na natjecanjima, prema aktualnim Bodovnim tablicama Međunarodne atletske organizacije (World Athletics) koje se koriste za vrednovanje rezultata natjecanja u svim službenim atletskim natjecanjima.

Tablica 3: Spolna struktura, dob ispitanika i bodovna vrijednost rezultata ispitanika

	Spolna struktura	Tjelesna masa (kg)		Visina (cm)		Dob ispitanika		Bodovna vrijednost rezultata	
		Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon
Međunarodna A razina (seniorska)	3Ž+2M	61,3	51,3-68,9	172,3	162,6-181,4	28,2	23-37	1078	1008-1160
Međunarodna B razina (U23)	3Ž+1M	53,6	47,2-66,2	165,3	158,9-180,0	20,8	17-25	945	931-974
Međunarodna C razina (U20)	3Ž+1M	59,5	57,8-60,5	170,7	167,3-173,7	17,0	15-18	863	800-909
Nacionalno kvalitetni (U20 i U23)	2Ž+3M	63,4	53,4-69,8	171,4	166,5-179,4	18,2	15-21	746	723-762
U20 srednja razina	5Ž	52,3	47,5-59,6	169,5	166,0-175,6	15,6	13-19	643	576-685
U20 rekreativna razina	2Ž+3M	57,0	48,7-71,8	171,7	166,0-178,1	15,8	14-19	458	417-495
Početni trening hodanja	4Ž+1M	55,0	49,3-61,7	166,9	159,0-173,2	15,4	13-18	334	256-408
<b>UKUPNO</b>	<b>22Ž+11M</b>	<b>57,3</b>	<b>47,2-71,8</b>	<b>169,6</b>	<b>158,9-181,4</b>	<b>18,7</b>	<b>13-37</b>	<b>713</b>	<b>256-1160</b>

Analizom prikupljenih podataka uočeno je kako podatci za 7 ispitanika u mjerenju kinetike hodanja nisu dovoljno pouzdani za daljnju analizu pa je uzorak reduciran na 26 ispitanika, 16 ženskog i 10 muškog spola (Tablica 4). S obzirom na to da su sva mjerenja urađena bilateralno (zasebno za pozicioniranje lijeve i desne noge na platformu za mjerenje sila, ukupna veličina uzorka za regresijsku analizu bila je 52, a za sve regresije ocijenjena je dovoljnost veličine uzorka ispitanika za ocjene statističke značajnosti. Od 26 ispitanika njih je

4 (15,4 %) ostvarilo rezultate na razini norme za međunarodna seniorska natjecanja, a ukupno 10 (38,5 %) rezultate na razini norme za međunarodna natjecanja po dobnim skupinama. Daljnjih 8 ispitanika (30,8 %) imaju nacionalno kvalitetne rezultate i 8 ispitanika (30,8 %) su rekreativci ili početnici, ali s usvojenom tehnikom sportskog hodanja i nastupima na nacionalnim natjecanjima.

Tablica 4: Spolna struktura, dob ispitanika i bodovna vrijednost rezultata ispitanika - korigirani uzorak nakon eliminacije statistički nepouzdatih rezultata za 7 ispitanika

	Spolna struktura	Tjelesna masa (kg)		Visina (cm)		Dob ispitanika		Bodovna vrijednost rezultata	
		Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon	Prosjek	Raspon
Međunarodna A razina (seniorska)	2Ž+2M	59,4	51,3-65,1	170,9	162,6-181,4	29,5	18-37	1057	1008-1075
Međunarodna B razina (U23)	2Ž+1M	53,7	47,2-66,2	166,2	158,9-180,0	16,7	15-18	938	909-974
Međunarodna C razina (U20)	2Ž+1M	59,5	57,8-60,5	170,7	167,3-173,7	17,7	17-18	848	800-874
Nacionalna razina (U20 i U23)	2Ž+3M	63,4	53,4-69,8	171,4	166,5-179,4	18,2	15-21	746	723-762
U20 srednja razina	3Ž	51,5	49,7-52,9	167,5	166,0-168,5	14,7	13-16	634	576-680
U20 rekreativna razina	2Ž+3M	57,0	48,7-71,8	171,7	166,0-178,1	16,3	14-19	468	445-495
Početni trening hodanja	3Ž	53,8	49,3-61,7	167,5	163,0-176,1	14,8	13-16	344	256-417
<b>UKUPNO</b>	<b>16Ž+10M</b>	<b>57,5</b>	<b>49,3-71,8</b>	<b>169,8</b>	<b>158,9-181,4</b>	<b>18,5</b>	<b>13-37</b>	<b>710</b>	<b>256-1075</b>

Istraživanje je provedeno sukladno međunarodnim etičkim standardima postavljenim u okviru Helsinške deklaracije Svjetskog medicinskog udruženja. Povjerenstvo za znanstveni rad i etiku Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na sjednici održanoj 4. srpnja 2019. godine odobrilo je provođenje istraživanja (Mišljenje etičkog povjerenstva 60/2019). Pri provođenju mjerenja ispitanici su bili potpuno zdravi, bez hendikepa, niskog indeksa tjelesne mase te u uobičajenom procesu treninga. U tjednu prije mjerenja zatraženo je da izbjegavaju teške treninge, a pri mjerenju su bili prisutni i njihovi treneri. Svi ispitanici (za mlađe od 18 godina i njihovi roditelji) potpisali su informirani pristanak za sudjelovanje u istraživanju.

## 4.2. Uzorak varijabli

### Kriterijska varijabla

Kinetički podaci prikupljeni platformom za mjerenje sile reakcije podloge Kistler (model 9286, Winthertur, Švicarska), čiji su zapisi putem uređaja Power lab (ADInstruments, Dunedin, New Zealand) pohranjeni na računalo. Ti su podaci analizirani programom LabChartPro (verzija 8.1.13, ADInstruments, Dunedin, New Zealand) integrirani na 1/100 sekunde te pripremljeni za daljnje analize u formi Excel tablice na način da su za svaki prolazak ispitanika mjernim poljem pripremljena 3 retka podataka, za sve 3 komponente sile reakcije podloge.

Sukladno usvojenom projektu disertacije, promatra se samo jedna zavisna varijabla, a to je maksimalna sila reakcije podloge u fazi prednjeg kontakta. Sile reakcije podloge mjerene su platformom za mjerenje sile reakcije podloge Kistler (model 9286, Winthertur, Švicarska) s frekvencijom snimanja 1.000 Hz, čiji su zapisi putem uređaja Power lab pohranjeni na računalo. Ti su podaci analizirani programom LabChartPro integrirani na 1/100 sekunde te pripremljeni za daljnje analize u formi Excel tablice na način da su za svaki prolazak ispitanika mjernim poljem pripremljena 3 retka podataka, za sve 3 komponente sile reakcije podloge. Iz tih podataka izračunala se ukupna sila reakcije podloge, kao korijen iz zbroja kvadrata triju komponenti sile reakcije podloge. Potom su izračunate normalizirane vrijednosti sile reakcije podloge, relativno u odnosu na tjelesnu težinu ispitanika, koja je dobivena množenjem izmjerene tjelesne mase faktorom gravitacijske akceleracije  $9,81 \text{ ms}^{-2}$ . Na taj su način izračunati podaci za relativne sile reakcije podloge (RSRP), tijekom kontakta noge s podlogom. Iz tih podataka utvrđena je ključna varijabla na koju je usmjerena analiza u okviru ove disertacije, a to je maksimalna relativna sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka (MRSRP), kao najveća vrijednost krivulje RSRP odnosno u periodu od prvog kontakta s podlogom do momenta vertikale.

### Varijable morfoloških karakteristika

Mjerenje 8 varijabli morfoloških karakteristika (Tablica 5) provedeno je postupkom izmjere težine, visine i duljine odabranih segmenata tijela svakog ispitanika prema Međunarodnom biološkom programu (*engl. International Biological Program – IBP*), sa

svrhom osiguranja ulaznih podataka za izračun pojedinih varijabli. Primjerice, tjelesna masa bila je nazivnik za sve izmjerene sile reakcije podloge, a duljina nogu korištena je pri očitavanju kinematičkih varijabli iz videozapisa. Mjerenje je provedeno antropometrom, uz stručnu pomoć voditeljice Laboratorija za antropometriju Kineziološkog fakulteta u Zagrebu. Mjerenje je trajalo prosječno 45 minuta po ispitaniku, odnosno ukupno oko 24 sati.

Tablica 5: Osnovne morfološke varijable

Varijabla	Raspon mjerenja	Mjerna jedinica	Način mjerenja
Tjelesna masa		kg	Elektronskom vagom
Stojeća visina	<i>Basis – Vertex</i>	mm	Antropometrom
Sjedeće visina	<i>Basis – Vertex</i>		
Duljina natkoljenice	<i>Lateralni epikondil – Trochanterion</i>		
Duljina potkoljenice	<i>Basis – Lateralni epikondil</i>		
Duljina stopala	<i>Pternion – Akropodion</i>		
Duljina nadlaktice	<i>Akromion – Radiale</i>		
Duljina podlaktice i dlana	<i>Radiale – Daktylion</i>		

### Varijable raspona pokreta

U okviru izrade ove doktorske disertacije, na ispitanicima koji treniraju sportsko hodanje medicinskim goniometrom izmjereno je 6 varijabli raspona pokreta (Tablica 6). Provedene su izmjere po standardnom goniometrijskom protokolu (Norkin i White, 2016) i to najvećih mogućih kutova raspona pokreta za obje fleksije gležnja, ekstenziju koljena, fleksiju i ekstenziju kuka te torakolumbalnu rotaciju.

Tablica 6: Varijable raspona pokreta

Varijabla	Pozicija ispitanika	Središte rotacije	Fiksna točka (pravac)	Pokretna točka (pravac)
Dorzalna fleksija gležnja	Stojeći položaj, fleksija koljena do podizanja pete	<i>Malleolare</i>	Glava fibule	Paralelno pravcu 5. metatarzalne kosti
Plantarna fleksija gležnja	Ležanje na leđima, ekstenzija u koljenom zglobu	<i>Malleolare</i>	Glava fibule	Paralelno pravcu 5. metatarzalne kosti
Ekstenzija koljena	Ležanje na leđima, peta na povišenom osloncu	Lateralni epikondil	<i>Trochanterion</i>	<i>Malleolare</i>
Fleksija kuka	Ležanje na leđima, stabilizacija zdjelice, ekstenzija u koljenom zglobu	<i>Trochanterion</i>	Paralelno podlozi	Lateralni epikondil
Ekstenzija kuka	Ležanje na prsima, stabilizacija zdjelice	<i>Trochanterion</i>	Paralelno podlozi	Lateralni epikondil
Torakolumbalna rotacija	Sjedenje, stabilizacija zdjelice, dlanovi na nasuprotnim ramenima	<i>Vertex</i>	Pravac kroz <i>iliospinale</i>	<i>Pravac kroz akromione</i>

## Način mjerenja varijabli raspona pokreta

### Dorzalna fleksija gležnja

Opis: Pokret se događa u sagitalnoj ravnini, oko medijalno-lateralne osi. Normalne vrijednosti za odrasle osobe su u rasponu 15° - 20°

Odabrana je inačica mjerenja u stojećem položaju pod opterećenjem, koja rezultira nešto većim izmjerenim kutovima nego bez opterećenja, a prema literaturi, važna je za ocjenu funkcionalnih aktivnosti poput hodanja.

Pozicija ispitanika: Stojeći položaj, blagi iskorak, mjeri se stražnja noga, koja treba preuzeti većinu tjelesne težine, sa 0° everzije i inverzije. Postići što veću fleksiju koljena, uz zadržavanje cijelog stopala na podlozi. Mjerenje se provodi u trenutku neposredno prije podizanja pete s podloge.



Središte rotacije: *Lateralni malleolus*

Fiksna točka: Glava fibule

Pokretni pravac: Paralelno 5. metatarzalnoj kosti.

## Plantarna fleksija gležnja

Opis: Pokret se događa u sagitalnoj ravnini, oko medijalno-lateralne osi. Normalne vrijednosti za odrasle osobe su u rasponu  $45^{\circ}$  -  $50^{\circ}$ .

Pozicija ispitanika: Ležanje na leđima, ekstenzija u koljenom zglobu, sa  $0^{\circ}$  everzije i inverzije stopala. Stabilizacija tibije i fibule za sprječavanje fleksije koljena i rotacije kuka. Ispitivač gura rukom stopalo (metatarzalno područje) u plantarnu fleksiju. Mjerenje se provodi kada se osjeti povećani otpor i kao reakcija se javlja fleksija koljena.



Središte rotacije: *Lateralni malleolus*

Fiksna točka: Glava fibule

Pokretni pravac: Paralelno 5. metatarzalnoj kosti

## Ekstenzija koljena

Opis: Pokret se događa u sagitalnoj ravnini, oko medijalno-lateralne osi. Normalne vrijednosti za odrasle osobe su oko 180°, a ako prelaze 185°, riječ je o hiperekstenziji, odnosno *genu recurvatum*.

Pozicija ispitanika: Ležanje na leđima, peta na povišenom osloncu, do pune ekstenzije koljena. Stabilizacija femura Ispitivač blago pritisne donji dio natkoljenice. Mjerenje se provodi kada se osjeti tenzija, odnosno povećani otpor.



Središte rotacije: Lateralni epikondil

Fiksna točka: *Trochanterion*

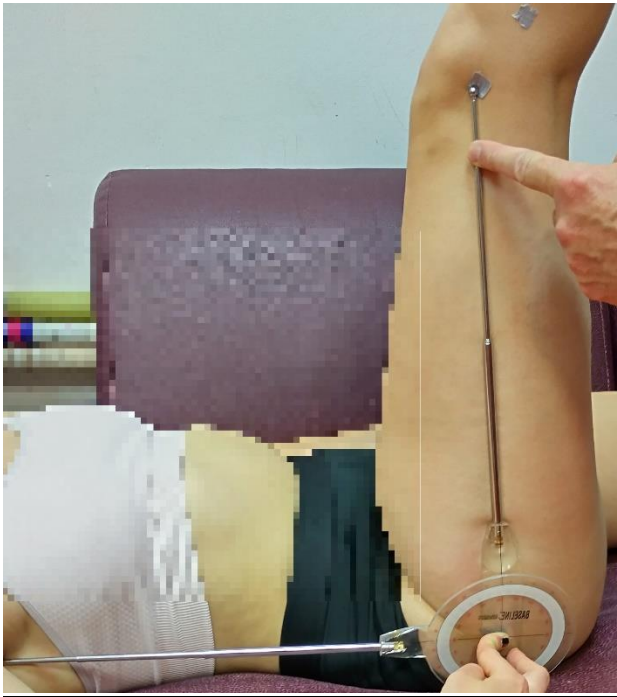
Pokretna točka: *Lateralni malleolus*



## Fleksija kuka

Opis: Pokret se događa u sagitalnoj ravnini, oko medijalno-lateralne osi. Provodi se Test podizanja ispružene noge (SLR – Straight Leg Raising) - evaluacija duljine posteriornih mišića natkoljenice, relevantan za sportsko hodanje zbog pravila ekstenzije u koljenom zglobu u prvoj fazi koraka. Normalne vrijednosti za odrasle osobe su između 68° i 80°.

Pozicija ispitanika i postupak: Ležanje na leđima, ekstenzija u zglobovima oba koljena, stabilizacija zdjelice i osiguranje neutralne pozicije kuka u pogledu abdukcije, adukcije i rotacije. Ispitivač osigurava punu ekstenziju koljena noge koju podiže s podloge pritiskom anteriorne strane donjeg dijela natkoljenice. Mjerenje se provodi kada se osjeti otpor i nastavak fleksije kuka započne uzrokovati fleksiju koljena ili promjenu pozicije zdjelice.



Središte rotacije:  
*Trochanterion*

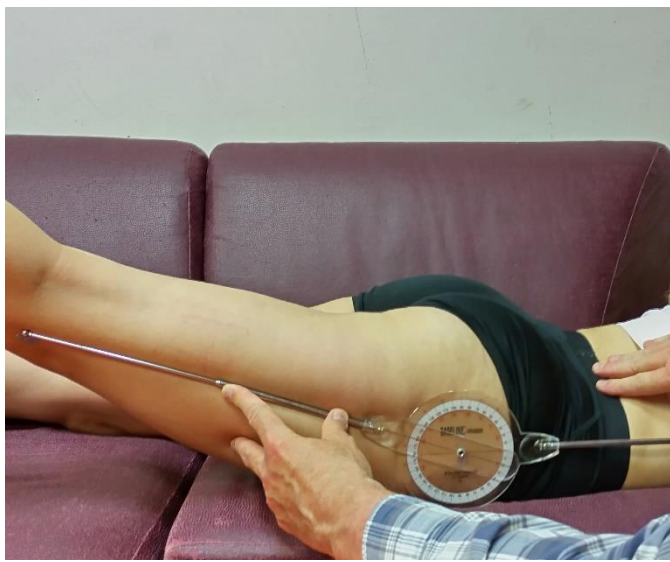
Fiksni pravac: Paralelno  
podlozi, odnosno pravac  
sredine lateralne strane  
zdjelice

Pokretna točka: Lateralni  
epikondil

## Ekstenzija kuka

Opis: Pokret se događa u sagitalnoj ravnini, oko medijalno-lateralne osi. Normalne vrijednosti za odrasle osobe su između 18° i 30°.

Pozicija ispitanika i postupak: Ležanje na prsima, ekstenziju u zglobovima oba koljena, stabilizacija zdjelice i kuka u neutralnoj poziciji. Ispitivač podiže natkoljenu rukom neposredno iznad koljena, koje mora biti u ekstenziji. Druga noga treba biti stabilno na podlozi. Mjerenje se provodi kada se osjeti povećani otpor podizanju femura i započne pomak zdjelice, što ispitivač kontrolira palpacijom anteriorne i posteriorne iliačne izbočine.



Središte rotacije:  
*Trochanterion*

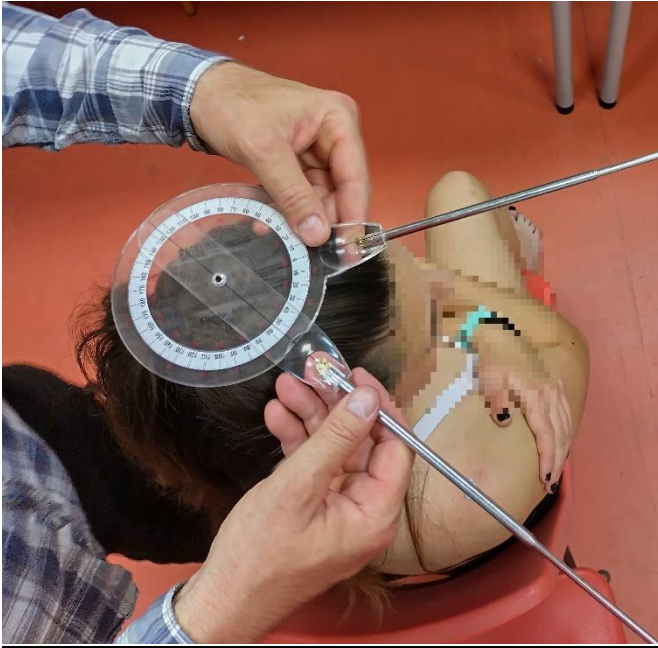
Fiksni pravac: Paralelno  
podlozi, odnosno pravac  
sredine lateralne strane  
zdjelice

Pokretna točka: Lateralni  
epikondil

## Torakolumbalna rotacija

Opis: Pokret se događa u trasverzalnoj ravnini, oko vertikalne osi. Normalna vrijednost za odrasle osobe je 45°.

Pozicija ispitanika i postupak: Sjedenje na stolcu bez naslona, dlanovi na nasuprotnim ramenima, s nogama oslonjenim na pod za stabilizaciju zdjelice. Cervikalni, torakalni i lumbalni segmenti kralješnice moraju biti u neutralnoj poziciji – 0° fleksije, ekstenzije i lateralne fleksije. Ispitanik samostalno izvodi rotaciju do krajnje pozicije. Mjerenje se provodi kada ispitivač osjeti početak rotacije zdjelice.



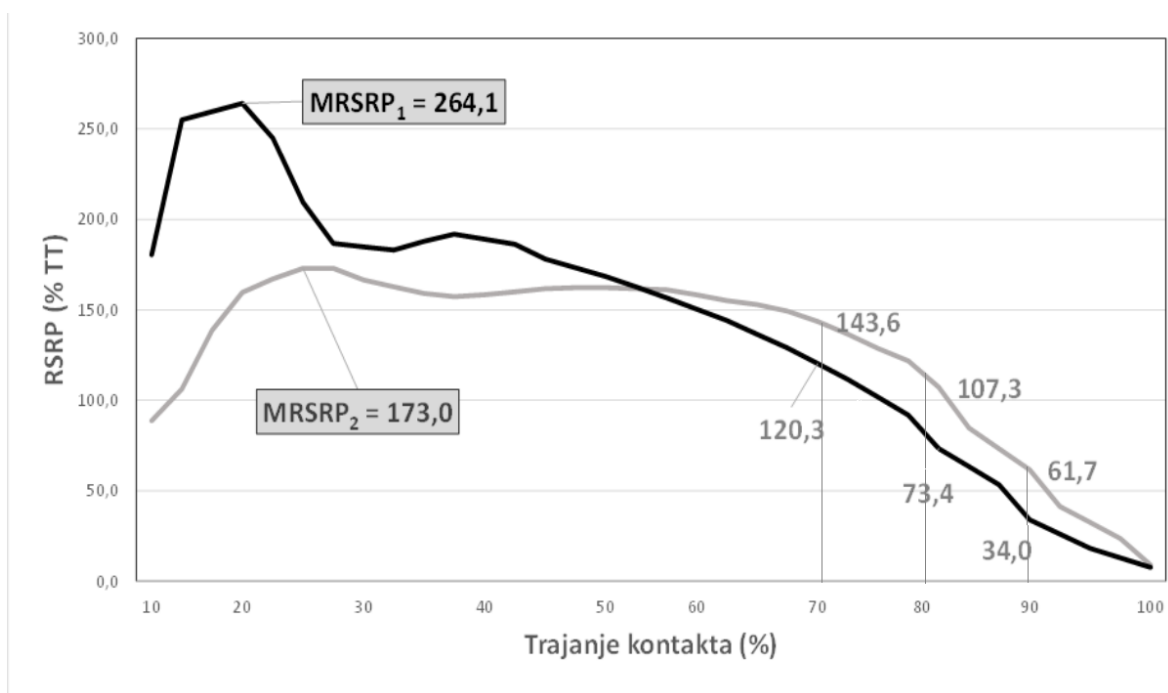
Središte rotacije: *Vertex*

Fiksni pravac: Pravac kroz  
*iliospinale*

Pokretni pravac: Pravac  
kroz akromione

## Kinetičke (prediktorske) varijable

Podaci za relativne sile reakcije podloge (RSRP) tijekom prednjeg kontakta noge s podlogom izračunate su na način opisan za izračun kriterijske varijable (Slika 4). Kinetičke prediktorske varijable određene su u ključnim trenutcima i intervalima druge faze koraka sportskog hodanja, odnosno uoči odraza. Definirano je ukupno 10 prediktorskih kinetičkih varijabli i to tri varijable omjera RSRP u tri trenutka trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta s podlogom, tri varijable omjera prosječne RSRP u tri promatrana intervala i prosječne RSRP tijekom kontakta i tri varijable omjera ukupne RSRP na kraju i početku promatranih intervala. Deseta kinetička prediktorska varijabla jest brzina kretanja ispitanika, izmjerena pomoću sustava OptoJump Next, (Bolzano, Italija), pripremljena za analizu korištenjem softvera OptoJump Next (verzija 1.12.15.0 Microgate).



Slika 4: Krivulje relativnih sila reakcije podloge (RSRP) izmjerene za dva ispitanika.

Izvor: iz arhive autora

Temeljem opisanog postupka mjerenja definirano je sljedećih 10 kinematičkih varijabli za koje je istražen regresijski utjecaj na definiranu kriterijsku varijablu:

1. Omjer RSRP pri 70 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.
2. Omjer RSRP pri 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.

3. Omjer RSRP pri 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.
4. Omjer prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.
5. Omjer prosječne RSRP u intervalu 80 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.
6. Omjer prosječne RSRP u intervalu 70 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta.
7. Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta.
8. Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala 80 % - 90 % trajanja kontakta.
9. Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 90 % trajanja kontakta.
10. Brzina kretanja ispitanika.

### **Kinematičke (prediktorske) varijable**

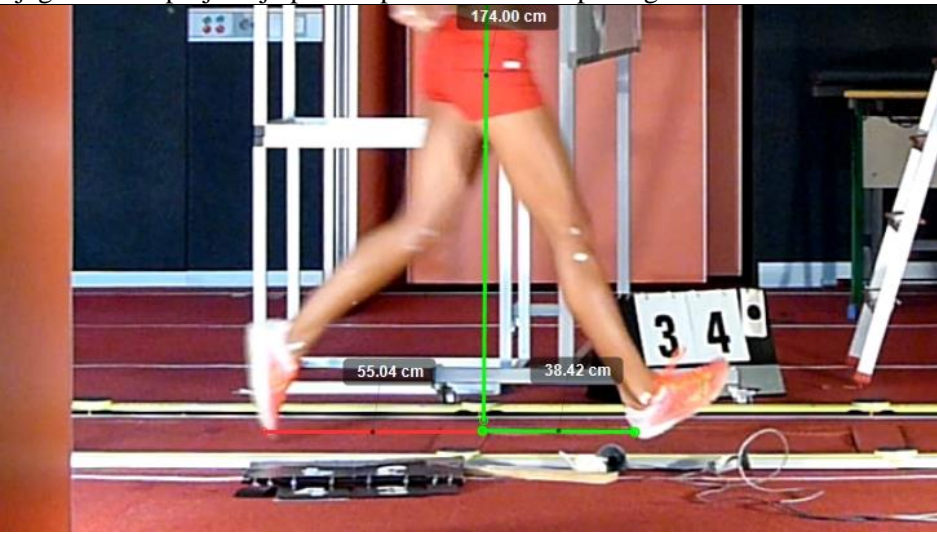
U okviru izrade ove doktorske disertacije, laboratorijskim testiranjem ispitanika koji treniraju sportsko hodanje izmjerene su određene kinematičke varijable u definiranim ključnim trenucima (Tablica 7). Ispitanici su obilježeni markerima koji su omogućili snimanje videozapisa pogodnih za analizu kinematičkih podataka. Markerima je obostrano obilježeno 10 standardiziranih antropometrijskih točaka (*akromion, iliocristale, iliospinale, lateralni epikondil, trochanterion, malleolare, glava fibule, tibiale, radiale* i *styliion*) sukladno Međunarodnom biološkom programu.

Snimanje je provedeno pomoću tri kamere Panasonic (DMC-FZ200, Japan) u tri ravnine (Slika 6), postavljene ispred mjernog polja (frontalna ravnina), bočno u odnosu na mjerno polje desno u odnosu na smjer kretanja ispitanika (sagitalna ravnina) te iznad mjernog polja (transverzalna ravnina). Nakon mjerenja, koordinate markera učitane su u program Kinovea verzije 0.8.15 (Charmant, 2006) za obradu i analizu podataka, kojim su izmjerene vrijednosti svih kutova predviđenih istraživanjem, kao i duljina dviju faza koraka. Varijable duljine koraka, duljine i trajanja faza leta izmjerene su pomoću sustava OptoJump Next, (Bolzano, Italija) i pripremljene za analizu su korištenjem softvera OptoJump Next verzije 1.12.15.0 (Microgate).

Tablica 7: Način mjerenja kinematičkih varijabli

	Ravnina snimanja	Varijabla	Trenutak/period snimanja	Mjerna jedinica
Snimanje kamerama	Sagitalna	Duljina prve faze koraka	Odraz	m
		Duljina druge faze koraka		
		Kut između stopala i podloge		zamašna noga
			oslonačna noga	
		Kut fleksije / ekstenzije koljena	zamašna noga	
			oslonačna noga	
	Kut fleksije / ekstenzije kuka	zamašna noga		
		oslonačna noga		
	Frontalna	Kut nagiba zdjelice	Moment vertikalne	Stupnjevi kuta
		Kut torakalnog nagiba		
	Sagitalna	Kut pretklona/zaklona zdjelice		
		Kut pretklona/zaklona trupa		
Kut između projekcije pravaca nadlaktice u prednjem i nadlaktice u stražnjem zamahu				
Transverzalna	Kut rotacije trupa			
	Kut rotacije zdjelice			
Sustav Optojump	Sagitalna	Duljina koraka	Ciklus koraka	m
		Duljina faze leta		m
		Trajanje faze leta		s

### Opis postupka mjerenja kinematičkih varijabli

Duljina prve i druge faze koraka
Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini.
Fiksna točka: sjecište vertikalne osi tijela i ravnine podloge
Točka odraza: pozicija vrha stopala pri odrazu
Točka prednjeg oslonca: projekcija pete stopala okomito na podlogu


## Kut između stopala i podloge

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini.

Oslonačna noga

Središte rotacije: projekcija pravca okomitog na podlogu kroz točku odraza

Fiksni pravac: paralelan s podlogom

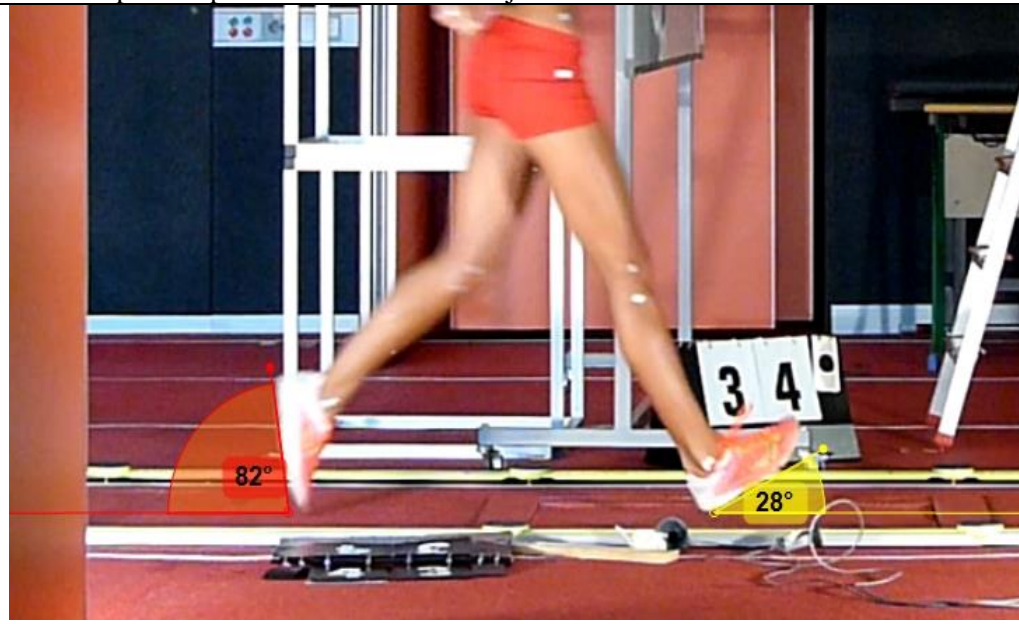
Pokretni pravac: paralelno 5. metatarzalnoj kosti

Zamašna noga

Središte rotacije: projekcija pravca okomitog na podlogu kroz točku prednjeg oslonca

Fiksni pravac: paralelan s podlogom

Pokretni pravac: paralelno 5. metatarzalnoj kosti





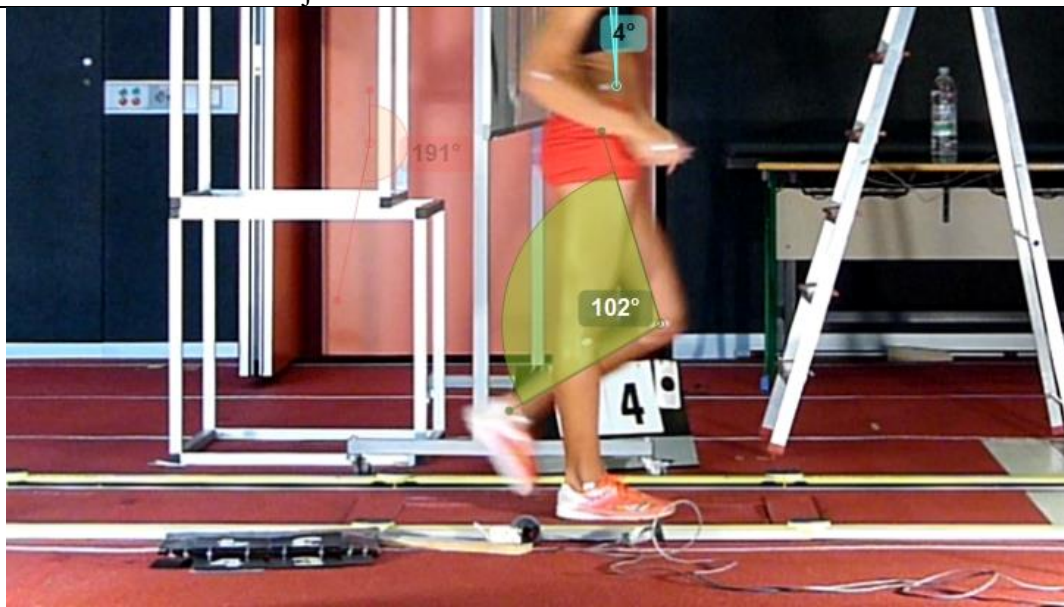
### Kut fleksije / ekstenzije koljena

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini.

Središte rotacije: Lateralni/medijalni epikondil

Fiksna točka: Trochanterion

Pokretna točka: Lateralni/medijalni malleolus



### Kut fleksije / ekstenzije kuka

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini.

Središte rotacije: Trochanterion

Fiksni pravac: Iliocristale

Pokretna točka: Lateralni epikondil





### Kut nagiba zdjelice i kut nagiba trupa

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u frontalnoj ravnini.

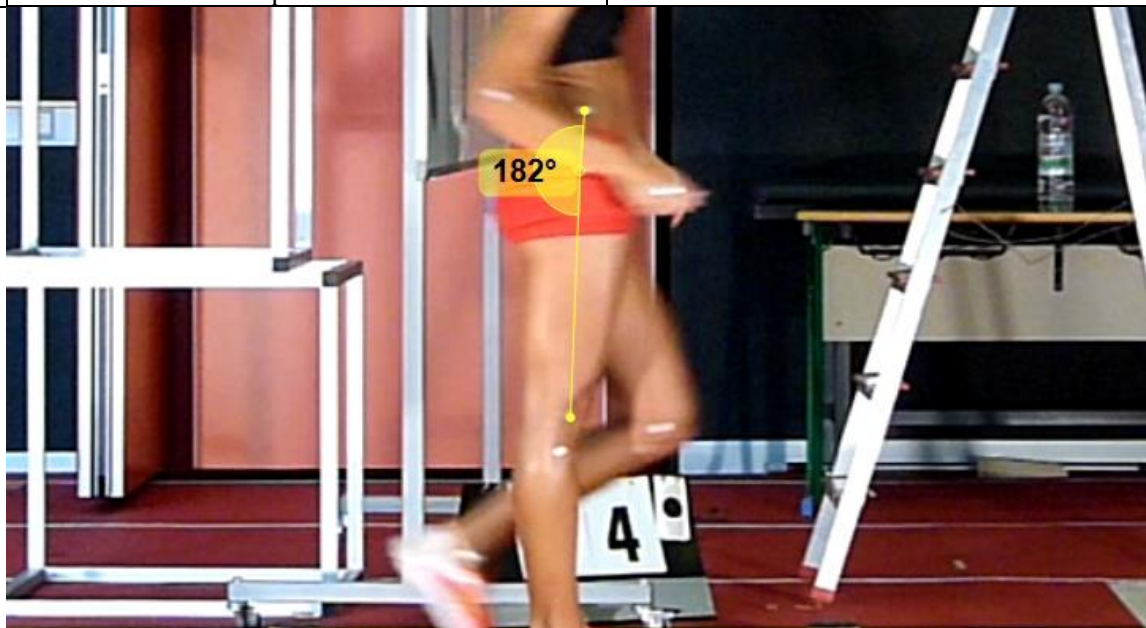
Zdjelica Središte rotacije: desni (ispitanikov) iliospinale Fiksni pravac: horizontalna linija Pokretna točka: lijevi (ispitanikov) iliospinale	Trup Središte rotacije: desni (ispitanikov) akromion Fiksni pravac: horizontalna linija Pokretna točka: lijevi (ispitanikov) akromion
--	--



### Kut pretklona/zaklona zdjelice i kut pretklona/zaklona trupa

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini

A zdjelica Središte rotacije: trochanterion Fiksni pravac: vertikalna linija Pokretna točka: iliospinale	B trup Središte rotacije: iliospinale Fiksni pravac: vertikalna linija Pokretna točka: akromion
---	--



### Kutovi nadlaktica u prednjem i stražnjem zamahu

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u sagitalnoj ravnini.

Središte rotacije: akromion

Fiksni pravac: vertikalni pravac

Pokretna točka: radiale



### Kut torakalne rotacije

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u trasverznoj ravnini

Središte rotacije: proksimalni akromion

Fiksni pravac: okomito na smjer kretanja

Pokretna točka: distalni akromion



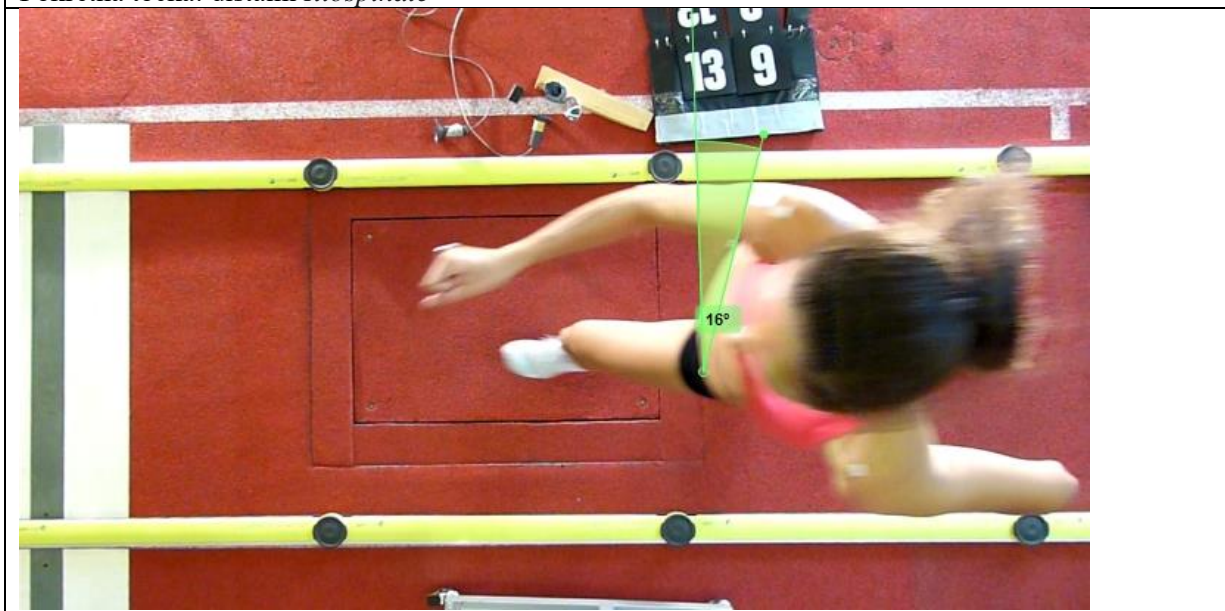
## Kut rotacije zdjelice

Opis i postupak: Mjerenje se provodi u trasverzalnoj ravnini.

Središte rotacije: proksimalni *Iliospinale*

Fiksni pravac: okomito na smjer kretanja

Pokretna točka: distalni *Iliospinale*



Temeljem opisanog postupka mjerenja definirano je sljedećih 38 kinematičkih varijabli za koje je istražen regresijski utjecaj na definiranu kriterijsku varijablu:

1. Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika.
2. Udjel faze leta u ukupnoj duljini koraka.
3. Trajanje faze leta (s).
4. Omjer duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika.
5. Omjer duljine druge i prve faze koraka.
6. Omjer trajanja druge i prve faze koraka.
7. Fleksija / ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku odraza.
8. Fleksija / ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku kontakta s podlogom.
9. Fleksija / ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku odraza u odnosu na izmjeren kut raspona pokreta.
10. Fleksija koljena oslonačne noge u prednjem kontaktu s podlogom.
11. Fleksija koljena oslonačne noge u okomitoj poziciji.
12. Promjena kuta koljena oslonačne noge od kontakta do okomite pozicije.
13. Fleksija koljena oslonačne noge pri odrazu.



14. Kut između stopala i podloge u trenutku odraza.
15. Kut između stopala i podloge u trenutku prednjeg kontakta.
16. Kut stopala prema podlozi pri odrazu u odnosu prema maksimalnoj plantarnoj fleksiji gležnja.
17. Kut stopala prema podlozi pri prednjem kontaktu u odnosu prema maksimalnoj dorzalnoj fleksiji gležnja.
18. Rotacija zdjelice.
19. Rotacija zdjelice u odnosu prema maksimalnom goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta.
20. Zbroj kutova rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije.
21. Torakolumbalna rotacija.
22. Torakolumbalna rotacija u odnosu prema goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta.
23. Torakalna rotacija u momentu odraza.
24. Torakalna rotacija u momentu odraza u odnosu prema goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta.
25. Torakalna rotacija u momentu prednjeg kontakta.
26. Torakalna rotacija u momentu prednjeg kontakta rotaciju u odnosu na goniometrijski izmjeren raspon pokreta.
27. Torakalna rotacija u momentu okomite pozicije oslonačne noge.
28. Torakalna rotacija u momentu okomite pozicije oslonačne noge u odnosu na goniometrijski izmjeren raspon pokreta.
29. Maksimalni nagib zdjelice.
30. Torakolumbalna lateralna fleksija.
31. Pretklon/zaklon zdjelice.
32. Pretklon/zaklon trupa.
33. Torakolumbalna ekstenzija.
34. Kut između pravaca obje nadlaktice.
35. Kut nadlaktice stražnje ruke prema okomitoj osi.
36. Kut nadlaktice prednje ruke prema okomitoj osi.
37. Omjer duljina stražnjeg i prednjeg zamaha ruku.
38. Razlika duljina stražnjeg i prednjeg zamaha ruku.

## Postupak identifikacije relevantnih varijabli

Za navedenih 48 varijabli (10 kinetičkih i 38 kinematičkih) ispitana je veza sa zavisnom varijablom pomoću jednostavne regresije i grafičkog prikaza s ciljem mogućih značajnih pokazatelja. Granična vrijednost koeficijenta determinacije za utvrđivanje vjerojatnog postojanja linearne regresije bila je 0,20 te je 29 varijabli izostavljeno iz daljnje analize zbog nižih vrijednosti koeficijenta determinacije od navedene granične vrijednosti (Tablica 8).

Tablica 8: Koeficijenti determinacije varijabli bez značajnog utjecaja na zavisnu varijablu

	Varijable	R <sup>2</sup>
1	Omjer ukupne sile na kraju i početku intervala 70 %-90 %	0,20
2	Kut stopala prema podlozi pri prednjem kontaktu u odnosu prema maksimalnoj dorzalnoj fleksiji gležnja	0,13
3	Omjer duljina stražnjeg i prednjeg zamaha ruku	0,08
4	Udjel faze leta u ukupnoj duljini koraka	0,07
5	Fleksija / ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku odraza	0,06
6	Kut nadlaktice prednje ruke prema okomitoj osi	0,06
7	Torakolumbalna rotacija	0,06
8	Kut između stopala i podloge u trenutku odraza	0,05
9	Kut između pravaca obje nadlaktice	0,05
10	Fleksija/ekstenzija koljena oslonačne noge u prednjem kontaktu s podlogom	0,03
11	Rotacija ramena u trenutku okomite pozicije oslonačne noge	0,03
12	Razlika kutova stražnjeg i prednjeg zamaha ruku	0,03
13	Maksimalna torakalna rotacija	0,03
14	Maksimalna torakalna rotacija u odnosu na goniometrijski raspon pokreta	0,02
15	Ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku odraza u odnosu na izmjeren kut raspona pokreta	0,02
16	Kut između stopala i podloge u trenutku prednjeg kontakta.	0,02
17	Rotacija ramena u trenutku okomite pozicije oslonačne noge u odnosu na goniometrijski raspon pokreta	0,02
18	Rotacija zdjelice u odnosu prema maksimalnom goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta	0,01
19	Kut stopala prema podlozi pri odrazu u odnosu prema maksimalnoj plantarnoj fleksiji gležnja	0,01
20	Fleksija /ekstenzija koljena oslonačne noge u okomitoj poziciji	0,01
21	Omjer ukupne sile na kraju i početku intervala 80 %-90 %	0,00
22	Odnos torakolumbalne rotacije pri sportskom hodanju i goniometrijski izmjerene	0,00
23	Torakalna rotacija u trenutku prednjeg kontakta	0,00
24	Fleksija kuka oslonačne noge u trenutku kontakta s podlogom	0,00
25	Torakalna rotacija u trenutku prednjeg kontakta rotaciju u odnosu na goniometrijski raspon pokreta	0,00
26	Kut nadlaktice stražnje ruke prema okomitoj osi	0,00
27	Maksimalni nagib zdjelice	0,00
28	Promjena kuta koljena oslonačne noge od kontakta do okomite pozicije	0,00
29	Fleksija koljena oslonačne noge pri odrazu	0,00

Za preostalih 19 varijabli postoji značajna statistička veza s maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka temeljem jednostavne regresije. Od tih je varijabli 6 varijabli ispušteno s obzirom na redundantnost (odnosno zbog činjenice da mjere isti fenomen (Tablica 9).

Tablica 9: Koeficijenti determinacije varijabli sa značajnim utjecajem na zavisnu varijablu, ispuštene zbog redundantnosti

	Varijable	R <sup>2</sup>
1	Omjer prosječne ukupne sile u intervalu 70 %-90 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta	0,56
2	Omjer ukupne sile pri 70 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta	0,55
3	Omjer ukupne sile pri 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta	0,52
4	Omjer prosječne ukupne sile u intervalu 80 %-90 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta	0,44
5	Omjer ukupne sile pri 90 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta	0,38
6	Omjer duljine druge i prve faze koraka	0,28

Za daljnja istraživanja odabrano je 13 relevantnih varijabli – 3 kinetičke i 10 kinematičkih (Tablica 10). Između tih 13 varijabli, 3 su varijable kompozitne, odnosno konstruirane su temeljem drugih dviju varijabli pa po definiciji nisu o njima neovisne, o čemu valja voditi računa pri višestrukoj regresiji. Za navedenih 13 varijabli učinjen je test normalnosti distribucije, pri čemu su prihvatljivim smatrane vrijednosti manje od 3 za mjeru asimetrije distribucije (treći moment oko sredine) i vrijednosti manje od 10 za mjeru spljoštenosti distribucije (četvrti moment oko sredine) sukladno referentnoj preporuci za ocjenu normalnosti distribucija (Kline, 2023). Od promatranih varijabli, najveća apsolutna vrijednost pokazatelja asimetrije distribucije je 0,87, a pokazatelja spljoštenosti distribucije 0,45, odnosno manje su od kritičnih vrijednosti te možemo distribucije svih 13 varijabli smatrati normalnim za potrebe provođenja regresijske analize. Korištenjem programa G\*Power (verzija 3.1.9.6. Franz Faul, Kiel, Njemačka) izračunata je adekvatnost veličine učinka i statistička snaga za navedenih 13 varijabli koje su identifikirane kao potencijalno statistički značajne u jednostavnoj regresiji i rezultati te analize upućuju da je veličina uzorka za te varijable bila dovoljna.

Tablica 10: Varijable sa značajnim utjecajem na zavisnu varijablu

	Varijable	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Asimetrija distribucije	Spljoštenost distribucije	Nagib regresijskog pravca	Koeficijent determinacije	Statistička snaga
V1	Brzina kretanja ispitanika	3,01	0,41	-0,85	-0,03	+72,4	0,59	1,00
V2	Trajanje faze leta	0,03	0,02	-0,82	0,06	+1481,7	0,64	1,00
V3	Omjer duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika	0,95	0,09	0,39	0,00	+2,05	0,25	0,98
V4	Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika	1,26	0,11	-1,12	0,38	+2,53	0,59	1,00
V5	Omjer trajanja druge i prve faze koraka	2,10	0,40	-0,36	0,44	+0,52	0,31	0,99
V6	Omjer prosječne RSRP u intervalu 70 %-80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta	101,00	14,14	-0,52	0,09	-2,02	0,55	1,00
V7	Omjer RSRP na kraju i početku intervala 70 %-80 %	73,31	11,50	0,25	0,36	-1,97	0,35	1,00
V8	Rotacija zdjelice	13,56	5,07	-0,87	-0,12	-0,041	0,29	0,99
V9	Torakolumbalna lateralna fleksija	-3,19	4,75	-0,54	0,20	-0,041	0,26	1,00
V10	Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije	10,37	7,97	-0,41	-0,19	-0,031	0,42	1,00
V11	Pretklon/zaklon trupa	-10,19	7,63	0,00	0,16	-0,031	0,39	0,99
V12	Pretklon/zaklon zdjelice	7,44	5,25	-0,82	0,51	+0,038	0,27	1,00
V13	Torakolumbalna ekstenzija ( <i>Kompozit V11 i V12</i> )	18,17	11,37	-1,20	0,30	+0,021	0,40	0,99

Potom je, za potrebu istraživanja istovremenog djelovanja više prediktorskih varijabli na kriterijsku varijablu od navedenih 13 varijabli odabrano 6 vodećih varijabli koje sa kriterijskom varijablom u jednostavnoj regresiji imaju koeficijent determinacije veći od 0,40, a to su:

1. brzina kretanja ispitanika;
2. omjer sile u intervalu 70 % - 80 % i sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta;
3. trajanje faze leta;
4. omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika;
5. zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije i
6. torakolumbalna ekstenzija.

### 4.3. Mjerni instrumenti

Mjerenje osnovnih morfoloških karakteristika provedeno je antropometrom, a tjelesne mase elektronskom vagom. Mjerenje raspona pokreta je provedeno teleskopskim goniometrom Baseline XTender HiRes 360° ISOM (Slika 5) po standardnom goniometrijskom protokolu (Norkin i White, 2016).



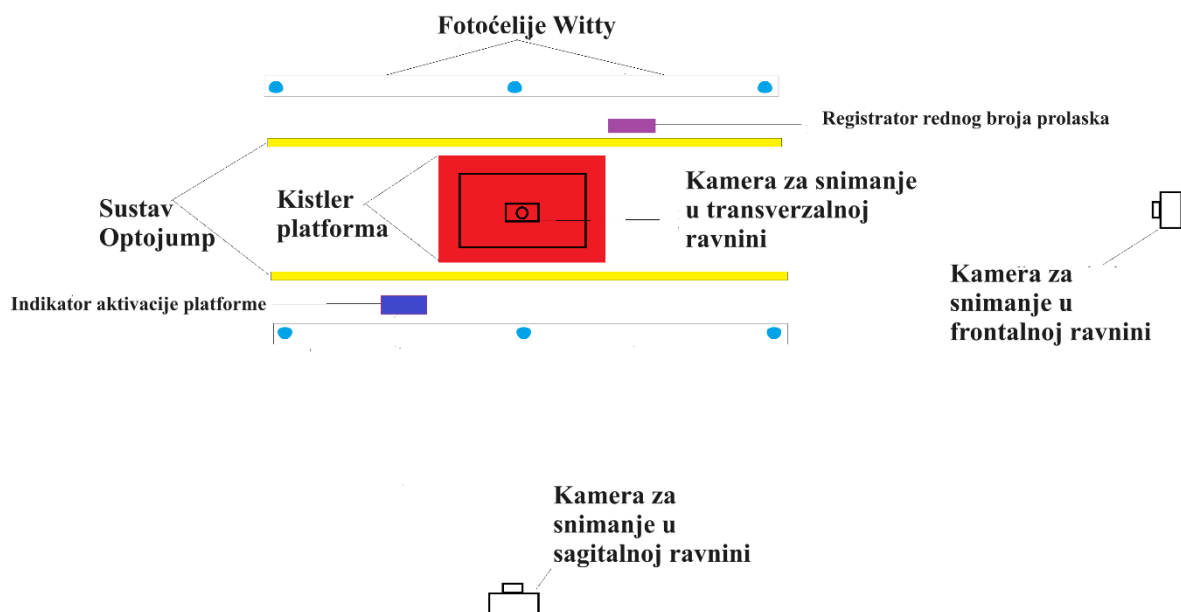
Slika 5: Teleskopski goniometar Baseline XTender HiRes 360° ISOM

Kinetički podaci prikupljeni su platformom za mjerenje sile reakcije podloge Kistler (model 9286, Winthertur, Švicarska), čiji su zapisi putem uređaja Power lab (ADInstruments, Dunedin, New Zealand) pohranjeni na kompjuter.

Snimanje kinematičkih varijabli je provedeno sustavom triju kamera Panasonic (DMC-FZ200, Japan) koje omogućuju zapise u frekvenciji do 200 Hz, postavljenim ispred mjernog polja (frontalna ravnina), bočno u odnosu na mjerno polje desno u odnosu na smjer kretanja ispitanika (sagitalna ravnina) te iznad mjernog polja (transverzalna ravnina).

Varijable duljine koraka, duljine i trajanja faza leta prikupljene su pomoću sustava OptoJump Next, (Bolzano, Italija). Brzina kretanja ispitanika kontrolirana je sustavom fotoćelija Witty (Microgate, Bolzano, Italija). Kalibrirano mjerno polje prostora bilo je dimenzija 3 x 1,5 metara, s platformom Kistler smještenom u sredini. (Slika 6).





Slika 6: Shematski prikaz mjernog polja

#### 4.4. Protokol eksperimenta

Prije mjerenja za sve je ispitanike izračunat interval brzine kretanja za koji se prolazak kroz mjerno polje mogao smatrati uspješnim. Riječ je o individualno određenoj optimalnoj natjecateljskoj brzini svakog od sportaša temeljem najboljeg natjecateljskog rezultata u prethodnoj sezoni na distanci na kojoj se ispitanik primarno natječe (vidi Tablicu 14), uz dozvoljeno odstupanje u intervalu  $\pm 5\%$  u odnosu na zadanu brzinu. Primjerice, jedna od ispitanica najvrjedniji rezultat u godini prije ispitivanja ostvarila je u sportskom hodanju 50 km i temeljem tog rezultata izračunata je njezina prosječna brzina kretanja izražena u  $\text{ms}^{-1}$  te je množenjem te brzine faktorima 0,95 i 1,05 izračunat interval unutar kojeg se pokušaj mogao proglašiti uspješnim. To je uobičajeni način analize biomehanike sportskog hodanja jer se u disciplinama sportskog hodanja vježba tehnika kretanja prilagođena brzini kojom će se pojedini atletičar natjecati, s ciljem da postigne što bolji rezultat uz pridržavanje propisanih pravila sportskog hodanja. Stoga se ta brzina može smatrati reprezentativnom za razinu tehnike koju je usvojio pojedini ispitanik. Pored provjere je li brzina kretanja u okvirima zadanih intervala, uspješnim se pokušajem smatrao onaj u kojem je noga bila pozicionirana na platformi za mjerenje sile reakcije podloge i nije bilo vidljive promjene načina kretanja ispitanika pri kontaktu s platformom. Svaki od ispitanika trebao je kroz mjerno polje proći s po 12 ispravnih pokušaja i to pozicioniranjem 6 puta lijevog i 6 puta desnog stopala na platformu za mjerenje

sile reakcije podloge. Brzina kretanja ispitanika kontrolirana je sustavom fotoćelija (Witty, Microgate, Bolzano, Italija) postavljenim lateralno u odnosu na mjerno polje.

Tablica 11: Podaci o provedenom kinetičkom i kinematičkom laboratorijskom mjerenju

Ispitanici	Ispravan DA/NE		Neispravna brzina		Neispravan položaj stopala		Ukupno Broj
	Broj	%	Broj	%	Broj	%	
1	12	85,7	2	14,3	0	0,0	14
2	12	85,7	1	7,1	1	7,1	14
3	11	68,8	5	31,3	0	0,0	16
4	12	63,2	4	21,1	3	15,8	19
5	13	61,9	8	38,1	0	0,0	21
6	11	61,1	4	22,2	3	16,7	18
7	10	58,8	5	29,4	2	11,8	17
8	14	58,3	7	29,2	3	12,5	24
9	15	57,7	6	23,1	5	19,2	26
10	12	54,5	9	40,9	1	4,5	22
11	14	53,8	8	30,8	4	15,4	26
12	16	51,6	14	45,2	1	3,2	31
13	19	48,7	12	30,8	8	20,5	39
14	12	48,0	8	32,0	5	20,0	25
15	12	48,0	10	40,0	3	12,0	25
16	14	46,7	12	40,0	4	13,3	30
17	12	46,2	12	46,2	2	7,7	26
18	12	46,2	9	34,6	5	19,2	26
19	14	45,2	11	35,5	6	19,4	31
20	13	44,8	7	24,1	9	31,0	29
21	15	41,7	10	27,8	11	30,6	36
22	10	41,7	6	25,0	8	33,3	24
23	12	41,4	10	34,5	7	24,1	29
24	16	40,0	18	45,0	6	15,0	40
25	14	40,0	18	51,4	3	8,6	35
26	11	39,3	16	57,1	1	3,6	28
27	12	38,7	13	41,9	6	19,4	31
28	17	37,8	17	37,8	11	24,4	45
29	13	37,1	17	48,6	5	14,3	35
30	15	36,6	20	48,8	6	14,6	41
31	12	31,6	19	50,0	7	18,4	38
32	15	28,8	27	51,9	10	19,2	52
33	12	27,3	19	43,2	13	29,5	44
<b>Ukupno</b>	<b>434</b>	<b>45,4</b>	<b>364</b>	<b>38,0</b>	<b>159</b>	<b>16,6</b>	<b>957</b>
<b>Prosječno</b>	<b>13,2</b>		<b>11,0</b>		<b>4,8</b>		<b>29,0</b>

U okviru izrade ove doktorske disertacije, za ispitanike koji treniraju sportsko hodanje sakupili su se podaci morfoloških karakteristika, raspona pokreta, kinetičkih i kinematičkih pokazatelja njihove tehnike. Mjere morfoloških karakteristika i raspona pokreta uzete su prije zagrijavanja. Za provedbu mjerenja kinetičkih i kinematičkih pokazatelja ispitanici su obilježeni markerima na 10 standardiziranih antropometrijskih točaka (*akromion, iliocristale,*

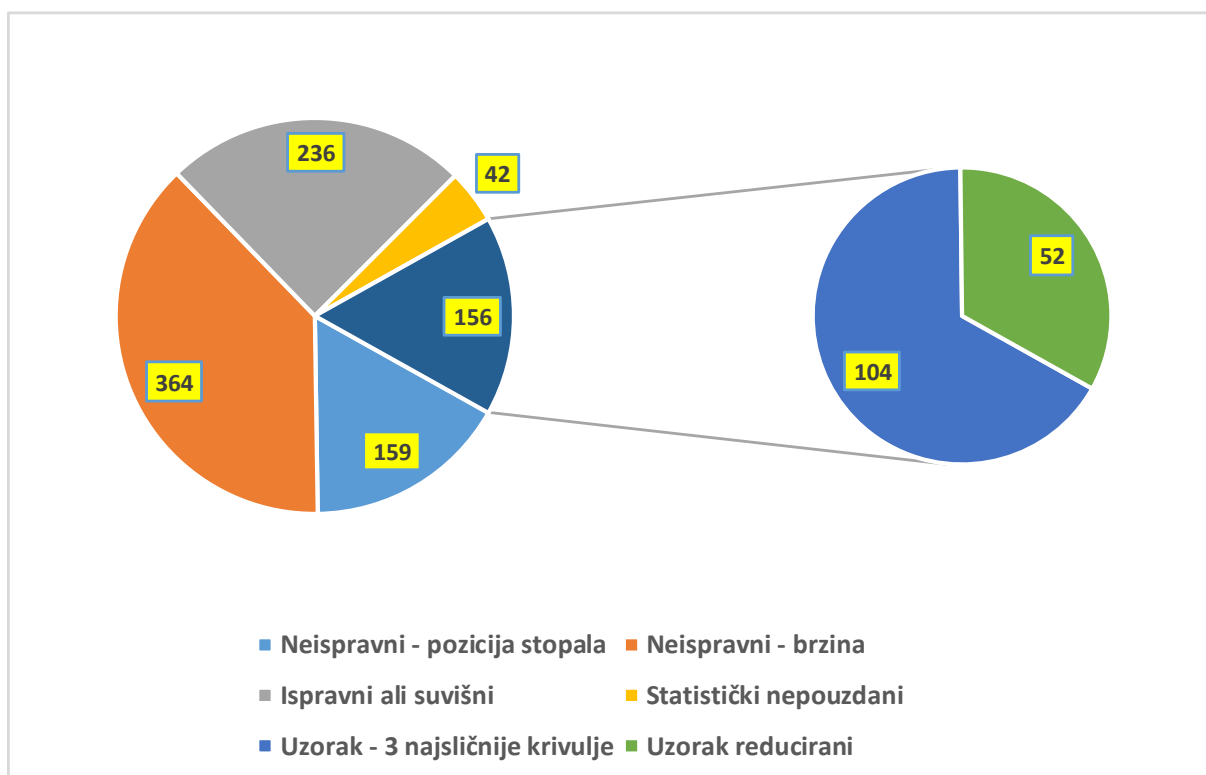
*iliospinale*, lateralni epikondil, *trochanterion*, *malleolare*, glava fibule, *tibiale*, *radiale* i *stylion*) sukladno Međunarodnom biološkom programu. Nakon zagrijavanja, koje je za sve ispitanike provedeno na isti način, pristupilo se mjerenju na način da se svaki ispitanik kretao tehnikom sportskog hodanja u okviru postavljenih granica individualno određene brzine kretanja kroz mjerno polje. Mjerenje se ponavljalo dok svaki ispitanik nije postigao ukupno 12 ispravnih pokušaja i to po 6 sa svakom nogom.

Mjerenje je provedeno u biomehaničkom laboratoriju Fakultete za šport Univerze u Ljubljani. Sva mjerenja proveli suiskusni mjeritelji Fakultete za šport Sveučilišta u Ljubljani i Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Mjerenje je ukupno trajalo oko 35 sati tijekom 5 dana. Ukupno je mjereno 957 prolazaka kroz mjerno polje pri čemu je 33 ispitanika imalo 364 neispravna pokušaja (38,0 %) zbog brzine izvan zadanog intervala, 159 neispravnih pokušaja (16,6 %) zbog neodgovarajućeg pozicioniranja stopala na platformu, a ispravnih je bilo 434 pokušaja (45,4 %), čime su prikupljeni podaci za najmanje po 6 ispravnih prolazaka testnim poljem svakom nogom za svakog ispitanika (Tablica 11). Najuspješnijih dvoje ispitanika imalo je samo po 14 prolazaka ukupno, uz uspješnost 85,7 %, a najmanje uspješni ispitanici čak 52 odnosno 44 prolazaka (28,8 % i 27,3 %).

#### **4.5. Metode obrade podataka**

Zapisi pripremljeni temeljem podataka triju mjernih sustava, kao i podaci prikupljeni antropometrijskim i goniometrijskim izmjerama objedinjeni su u jedinstvenu bazu podataka u formi Excel tablica. Pri obradi podataka su od navedenih 6 ispravnih mjerenja sile reakcije podloge za svaku nogu odabrane vrijednosti 3 pokušaja koja su imala statistički najmanja odstupanja od prosjeka krivulje ukupne sile reakcije podloge za pojedinog ispitanika. Postupak je proveden posljedično na način da je za svakog sportaša u prvom koraku, od prikupljenih 6 krivulja sile reakcije podloge, uklonjena iz daljnje analize krivulja koja najviše odstupa od prosjeka te je potom ponovno izračunat prosjek ostalih krivulja i postupak je ponavljan dok nisu preostale tri krivulje, koje su najbliže prosjeku, odnosno najbolje prikazuju modalitet hodanja pojedinog ispitanika. Od ukupno 33 ispitanika njih 7 imalo izrazito veliku razliku između tri krivulje sile reakcije podloge. S obzirom da se opisanim postupkom nije mogao identificirati njihov tipični modalitet kretanja, isključilo ih se iz uzorka te je daljnja analiza podataka provedena za 26 ispitanika.

Slika 7 ilustrira postupak reduciranja rezultata mjerenja na uzorak koji je korišten za analizu.

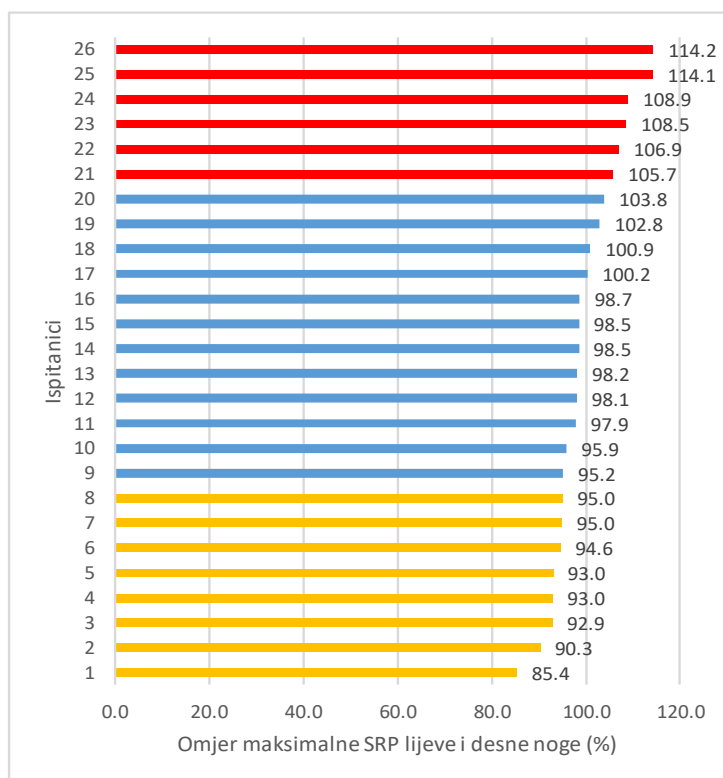


Slika 7: Postupak reduciranja rezultata mjerenja na uzorak korišten za analizu

Kao što je ranije navedeno, od ukupno 957 prolazaka kroz mjerno polje bilo je 364 neispravnih zbog brzine izvan zadanog intervala i 159 zbog neodgovarajućeg pozicioniranja noge na platformu. Od 434 ispravnih pokušaja, 236 je bilo suvišnih, odnosno više od po 6 ispravnih prolazaka s osloncem lijeve i desne noge na platformu. Zbog opisanih prevelikih statističkih odstupanja između 3 najbližija prolaska mjernim poljem, iz analize je isključeno 7 ispitanika, odnosno njihovih 42 formalno ispravnih pokušaja. Dakle, u obradi podataka u okviru osnovnih ciljeva ove disertacije korišteno je po 3 prolaska svakom nogom za 26 ispitanika (ukupno 156 zapisa), te su izračunate 52 serije potencijalno važnih indikatora (zasebno za lijevu i desnu nogu), na način da je izračunat prosjek svih kinetičkih i kinematičkih indikatora za po tri najbolja pokušaja obje noge, za reducirane 52 serije podataka.

Analizom je utvrđeno da postoje znatne razlike između MRSRP za lijevu i desnu nogu ispitanika, što je bio razlog da se zasebno analiziraju podatci za lijevu i desnu nogu ispitanika. Samo 12 od 26 ispitanika ima omjer MRSRP lijeve i desne noge unutar granice od 5 %, a (Slika

8). Pritom 6 ispitanika ima znatno veću MRSRP lijeve noge, a 8 ispitanika ima znatno veću MRSRP desne noge.



Slika 8: Omjer MRSRP u prvoj fazi koraka lijeve i desne noge ispitanika

Temeljem identifikacije 13 relevantnih varijabli i odabira 6 vodećih varijabli koje sa zavisnom varijablom u jednostavnoj regresiji imaju najveći koeficijent determinacije, pristupilo se analizi korelacijske matrice sa ciljem identifikacije parova varijabli koje su neznatno ili malo statistički povezane. Kriteriji nezavisnosti parova varijabli su postavljeni vrlo visoko i prema vrijednostima Pearsonovog koeficijenta korelacije, korelacije su ocijenjene kao neznatne (manje od 0,35), male (0,35 – 0,50), velike (0,50 – 0,70) i vrlo velike (veće od 0,70) (slično kao Cohen, 1992). Ocjena intenziteta statističkih veza između varijabli prikazana je u Tablici 12.

Tablica 12: Ocjena intenziteta statističkih veza između varijabli

Ocjena intenziteta veze varijabli	Pearsonov koeficijent korelacije	Broj parova varijabli	Udjeli parova varijabli
<b>Vrlo velika povezanost</b>	<b>Veći od 0,70</b>	<b>10</b>	<b>12,8 %</b>
<b>Velika povezanost – neprihvatljivo</b>	<b>0,50 – 0,70</b>	<b>18</b>	<b>23,1 %</b>
<b>Mala povezanost - prihvatljivo</b>	<b>0,35 – 0,50</b>	<b>26</b>	<b>33,3 %</b>
<b>Neznatna povezanost</b>	<b>Manji od 0,35</b>	<b>24</b>	<b>30,8 %</b>
		<b>78</b>	<b>100,0 %</b>

Od ukupno 78 promatranih parova varijabli, za 28 parova varijabli (35,9 %) povezanost je velika ili vrlo velika, a za čak za 50 parova varijabli (64,1 %) povezanost je mala ili neznatna (Tablica 13) te postoje dobre mogućnosti za višestruku regresiju.

Tablica 13: Korelacijska tablica između promatranih varijabli korištenih u višestrukoj regresiji

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11	V12	V13
V1	1,00												
V2	0,84	1,00											
V3	0,54	0,51	1,00										
V4	0,80	0,84	0,67	1,00									
V5	0,48	0,56	0,19	0,52	1,00								
V6	-0,70	-0,71	-0,38	-0,58	-0,51	1,00							
V7	-0,61	-0,58	-0,28	-0,40	-0,33	0,80	1,00						
V8	-0,40	-0,36	-0,09	-0,40	-0,36	0,43	0,30	1,00					
V9	-0,45	-0,56	-0,34	-0,48	-0,44	0,44	0,19	0,32	1,00				
V10	-0,52	-0,56	-0,26	-0,54	-0,49	0,54	0,30	0,83	0,80	1,00			
V11	-0,43	-0,46	-0,24	-0,57	-0,38	0,37	0,19	0,34	0,31	0,40	1,00		
V12	0,49	0,43	0,28	0,46	0,25	-0,41	-0,46	-0,31	-0,12	-0,27	-0,63	1,00	
V13	0,51	0,47	0,28	0,57	0,34	-0,44	-0,38	-0,44	-0,20	-0,40	-0,83	0,92	1,00

Napomena:

- |                                       |                                |   |                                    |
|---------------------------------------|--------------------------------|---|------------------------------------|
| <span style="color: red;">■</span>    | Vrlo velika povezanost         | <span style="color: orange;">■</span>     | Velika povezanost – neprihvatljivo |
| <span style="color: yellow;">■</span> | Mala povezanost - prihvatljivo | <span style="color: lightgreen;">■</span> | Neznatna povezanost                |

Temeljem analize korelacijske matrice identificirane su dodatne varijable koje nemaju znatnu korelaciju s vodećim varijablama, kao niti međusobno, s ciljem da se izbjegne multikolinearnost prediktorskih varijabli u višestrukim regresijama. Potom je za 6 vodećih varijabli izrađeno 6 inicijalnih modela višestruke regresije pri čemu su vodećim varijablama dodane varijable s kojima imaju neznatnu ili malu vrijednost koeficijena korelacije. Testiranjem na razini značajnosti  $p = 0,05$  provedeno je reduciranje broja prediktorskih varijabli u slučajevima kad su neke od prediktorskih varijabli imale neprihvatljivo veliku p-vrijednost. Potom su višestruke regresije ponovljene s izostavljanjem tih varijabli. Konačna provjera multikolinearnosti provedena je temeljem faktora inflacije varijance. Korištenjem programa G\*Power izračunata je adekvatnost veličine učinka i statistička snaga varijabli u višestrukim regresijama, uzimajući u obzir broj prediktora u pojedinim regresijskim analizama.

Konačni rezultat statističke analize su šest modela višestruke regresije koji opisuju veze promatranih prediktorskih varijabli i kriterijske varijable, maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka, sukladno osnovnom cilju i hipotezama ove disertacije. Osim za analize za koje je navedeno drugačije, obrada podataka učinjena je pomoću programa Microsoft Excel Professional Plus 2019, korištenjem Data Analysis alata.

## 5. Rezultati istraživanja

### 5.1. Krivulje sile reakcije podloge ispitanika

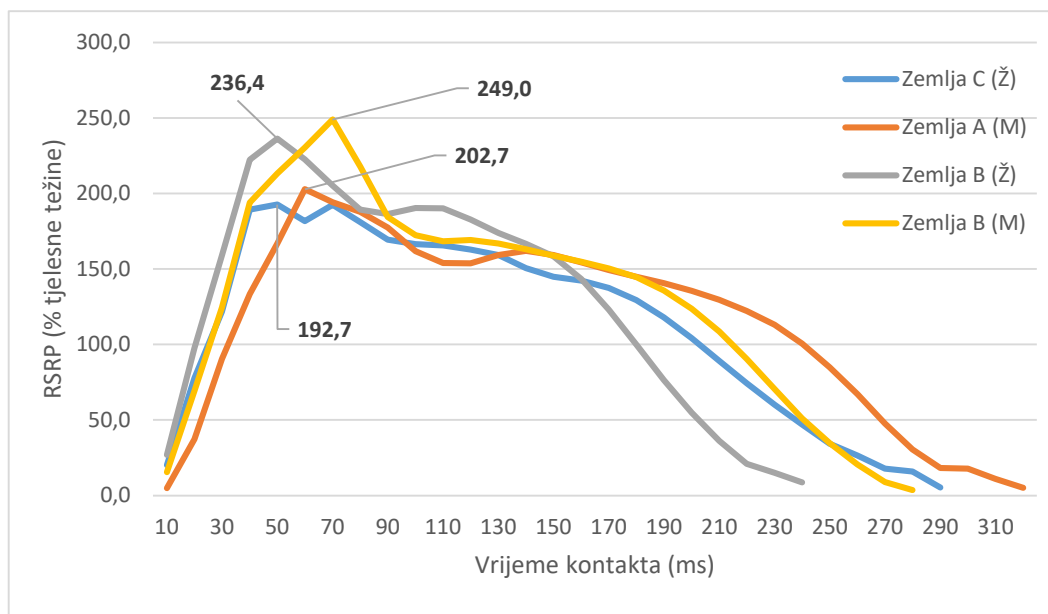
Osnovni deskriptivni podaci o brzini kretanja i maksimalnoj sili reakcije podloge za 7 homogenih skupina obzirom na kvalitetu u natjecateljskom smislu, za 26 ispitanika, prikazani su u Tablici 14. Prve tri kategorije su međunarodno konkurentni natjecatelji, seniorske, mlađeseniorske i juniorske razine rezultata. Sljedeće dvije kategorije su nacionalno kvalitetni juniori napredne i rekreativne razine. Posljednje dvije kategorije su ispitanici koji treniraju na razini rekreacije ili u početnom treningu sportskog hodanja.

Tablica 14: Deskriptivni pokazatelji uzorka ispitanika

Najtjecateljska kvaliteta ispitanika		Spolna struktura	Brzina kretanja ( $\text{ms}^{-1}$ )		MRSRP (% tjelesne težine)	
			Aritmetička sredina	Raspon	Aritmetička sredina	Raspon
1.	Međunarodna A razina (seniorska)	2Ž+2M	3,45	3,07-3,76	<b>220</b>	193-249
2.	Međunarodna B razina (U23)	2Ž+1M	3,43	3,31-3,67	<b>243</b>	222-264
3.	Međunarodna C razina (juniorska)	2Ž+1M	3,32	3,22-3,45	<b>197</b>	172-247
4.	Nacionalno kvalitetni juniori i mlađi seniori	2Ž+3M	3,05	2,92-3,26	<b>176</b>	158-201
5.	Juniori srednja razina	3Ž	2,78	2,67-2,95	<b>170</b>	146-198
6.	Juniori rekreativna razina	2Ž+3M	2,72	2,46-2,94	<b>161</b>	132-204
7.	Početni trening hodanja	3Ž	2,41	2,27-2,55	<b>153</b>	137-173
<b>UKUPNO</b>		<b>16Ž+10M</b>	<b>3,01</b>	<b>2,27-3,76</b>	<b>185,7</b>	<b>132-264</b>

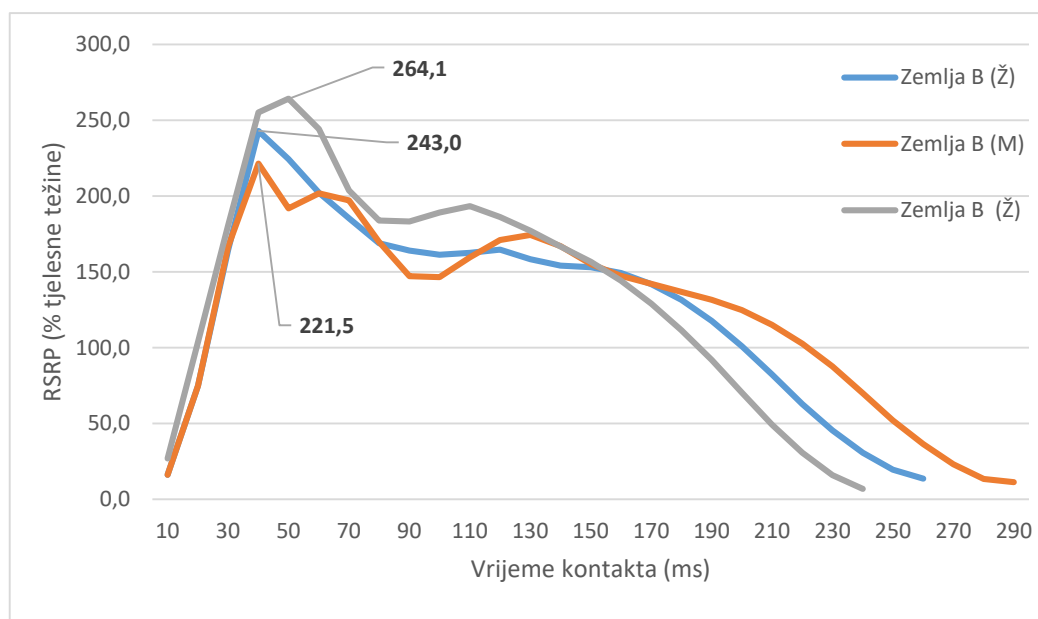
Na slikama 9 – 15 prikazane su krivulje RSRP za navedenih 7 skupina ispitanika. Na apscisi je prikazano vrijeme kontakta s podlogom (ms), a na ordinati relativna sila reakcije podloge (% tjelesne težine). Na slikama je označen spol ispitanika (M i Ž) kao i zemlje ispitanika (A, B, C i D).





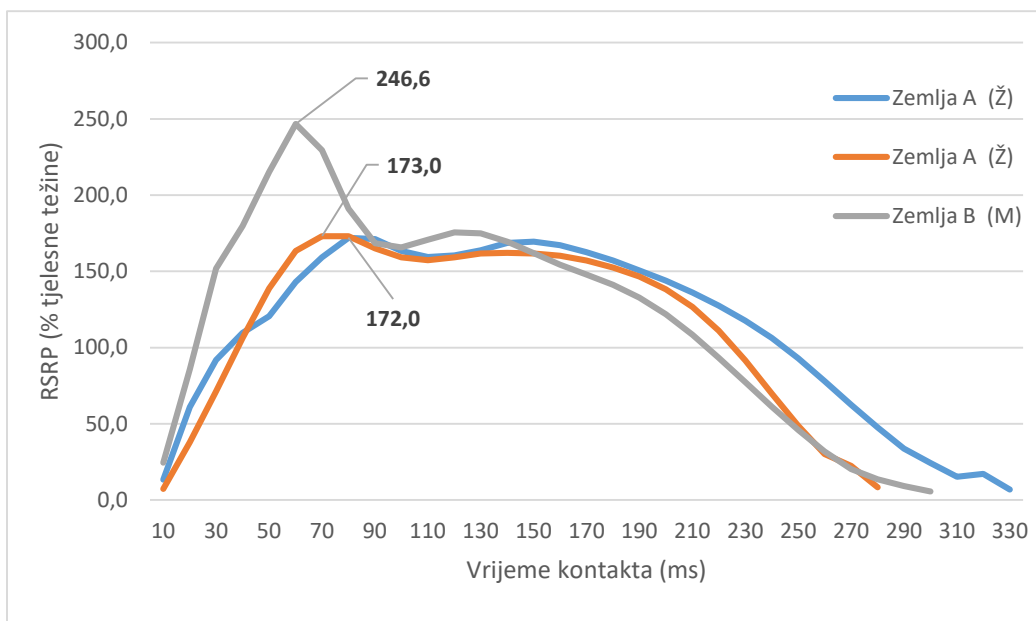
Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 9: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna A razina ispitanika



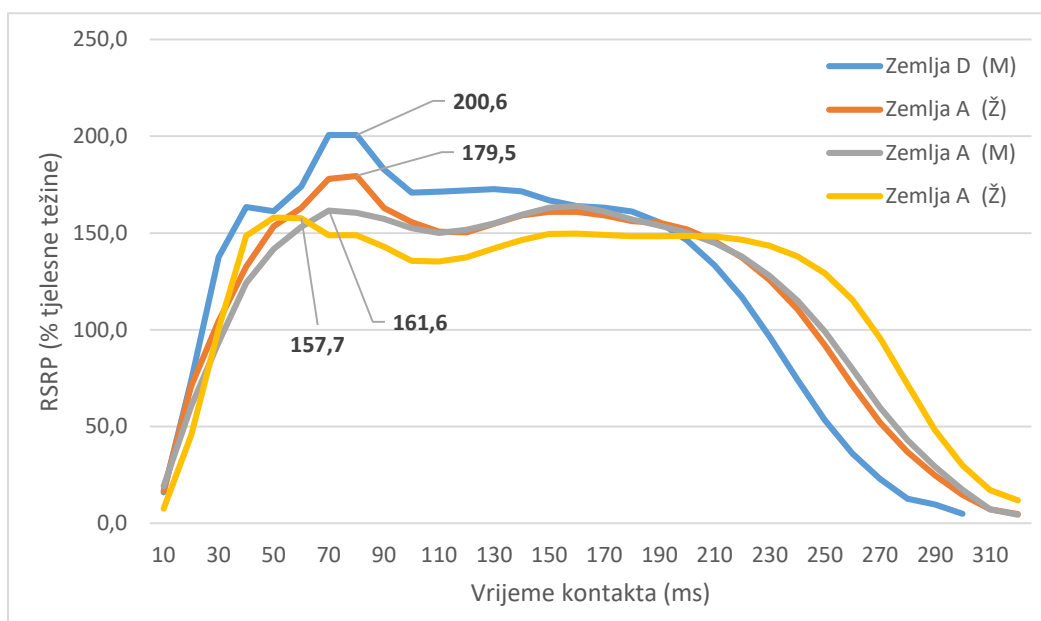
Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 10: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna B razina ispitanika



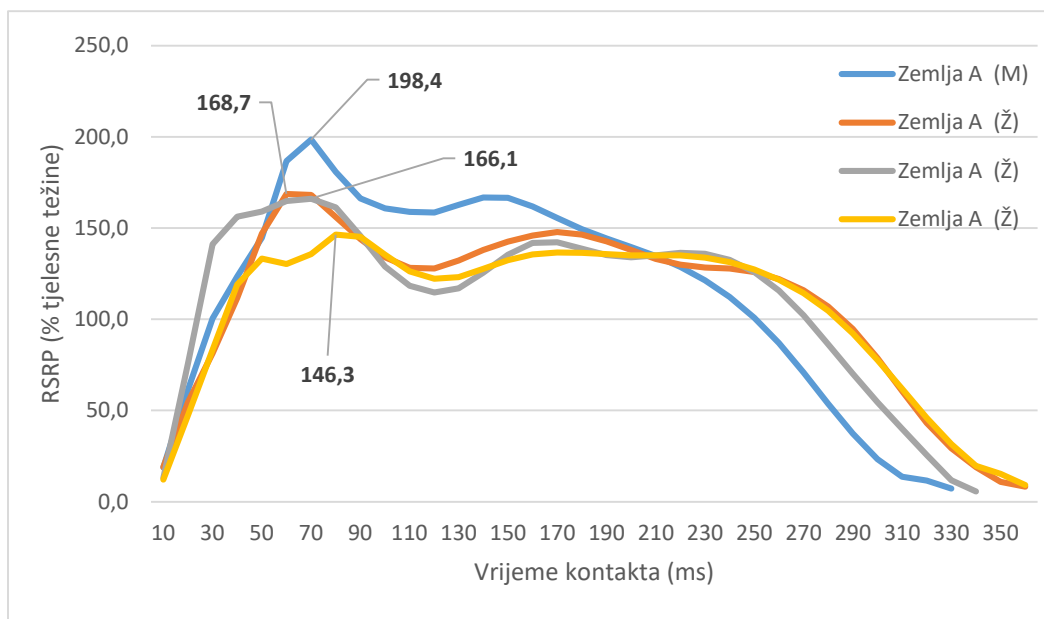
Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 11: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna C razina ispitanika



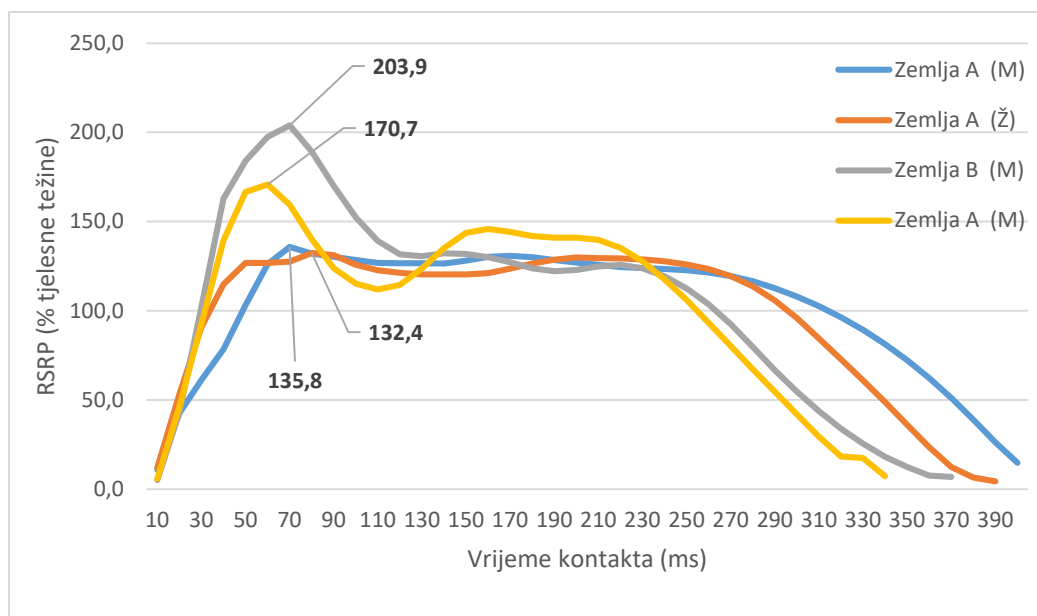
Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 12: Relativna sila reakcije podloge – nacionalno kvalitetni juniori i mlađi seniori



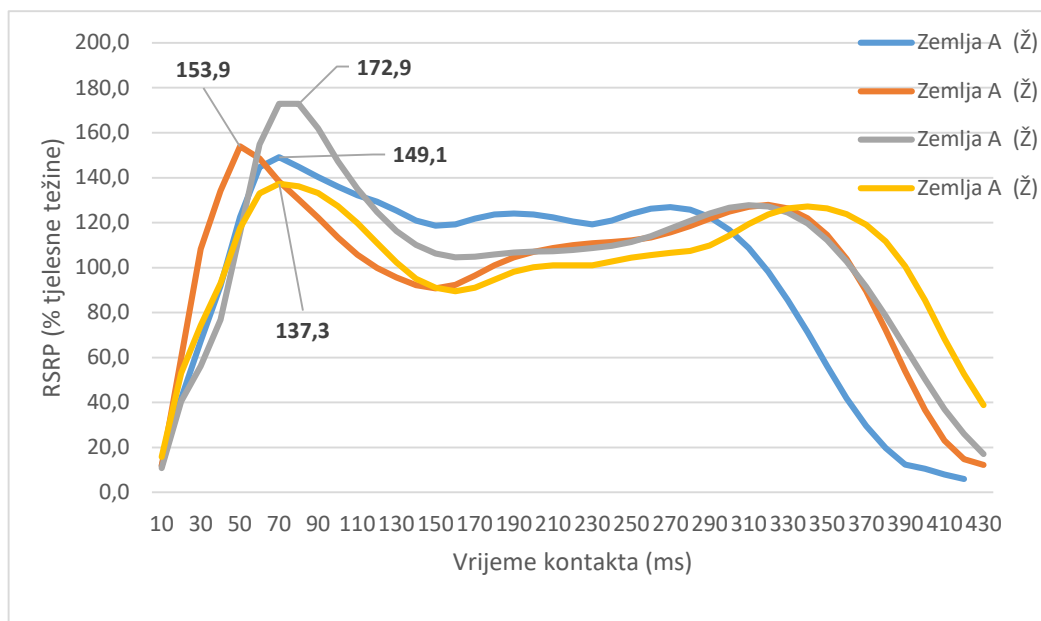
Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 13: Relativna sila reakcije podloge – juniori srednja razina



Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 14: Relativna sila reakcije podloge – juniori rekreativna razina



Napomena: RSRP = relativna sila reakcije podloge, M = muški spol, Ž = ženski spol

Slika 15: Relativna sila reakcije podloge – ispitanici u početnom treningu hodanja

Tablica 15 prikazuje vizualnu ocjenu oblika krivulje ukupne RSRP, pri čemu od 26 ispitanika 15 ispitanika ima pretežito M oblik krivulje, s dva jasna maksimuma, a 7 ispitanika N oblik krivulje, s jednim maksimumom, dok za 4 ispitanika je oblik krivulje atipičan.

Tablica 15: Oblik krivulje sile reakcije podloge prema skupinama ispitanika

Ispitanici	Spolna struktura	„M“ oblik krivulje	„N“ oblik krivulje	Atipičan oblik krivulje
Međunarodna A razina (seniorska)	2Ž+2M	1	3	0
Međunarodna B razina (U23)	2Ž+1M	1	2	0
Međunarodna C razina (juniorska)	2Ž+1M	2	1	0
<i>Ukupno međunarodna razina</i>	<i>6Ž+4M</i>	<i>4</i>	<i>6</i>	<i>0</i>
Nacionalno kvalitetni juniori i ml. seniori	2Ž+2M	3	1	0
Juniori srednja razina	3Ž+1M	3	1	0
Juniori rekreativna razina	1Ž+3M	1	1	2
Početni trening hodanja	4Ž	4	0	0
<i>Ukupno nacionalna i rekreativna razina</i>	<i>10Ž+6M</i>	<i>11</i>	<i>3</i>	<i>2</i>
<b>UKUPNO</b>	<b>16Ž+10M</b>	<b>15</b>	<b>9</b>	<b>2</b>

“

## 5.2. Utjecaj kinetičkih varijabli na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka

Popis kinetičkih varijabli za koje je analiziran utjecaj na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka prikazan je u Tablici 16. Promatrane su RSRP u trenutcima 70 %, 80 % i 90 % trajanja kontakta, u intervalima 70 % - 80 % trajanja kontakta, 80 % - 90 % trajanja kontakta te 70 % - 90 % trajanja kontakta. Također su promatrani omjeri ukupne RSRP na kraju i početku navedenih triju intervala, odnosno nagib krivulje RSRP u tim intervalima. Koeficijenti determinacije prema zavisnoj varijabli, kao i koeficijenti smjera regresijskih pravaca prikazani u u Tablici 16.

Tablica 16: Koeficijenti determinacije linearne regresije odabranih varijabli prema zavisnoj varijabli (maksimalnoj relativnoj sili reakcije podloge u prvoj fazi koraka)

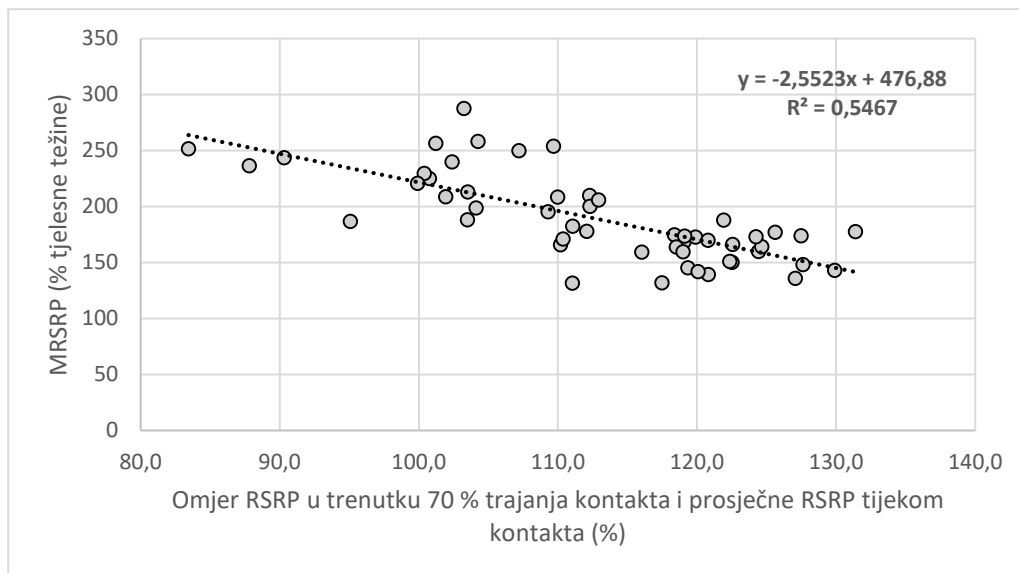
Varijabla		% trajanja kontakta	Koeficijent smjera	R <sup>2</sup>
Omjer RSRP u određenom trenutku i prosječne RSRP tijekom kontakta	RSRP/ RSRP <sub>p</sub>	70	-2,55	0,55*
		80	-1,47	0,52*
		90	-1,98	0,38*
Omjer prosječne RSRP u određenom intervalu i prosječne RSRP tijekom kontakta	RSRP <sub>int</sub> /R SRP <sub>p</sub>	70 - 80	-2,02	0,55*
		80 - 90	-1,64	0,44*
		70 - 90	-2,04	0,56*
Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala	RSRP <sub>t</sub> / RSRP <sub>t-1</sub>	70 - 80	-1,97	0,35*
		80 - 90	-	0,00
		70 - 90	-	0,20
Brzina kretanja ispitanika	v		72,4	0,59*

Napomena: RSRP<sub>t</sub> = sila reakcije podloge u odabranom trenutku, RSRP<sub>t-1</sub> = sila reakcije podloge na početku promatranog intervala, RSRP<sub>p</sub> = prosječna sila reakcije podloge tijekom kontakta, RSRP<sub>int</sub> = prosječna sila reakcije podloge u odabranom intervalu, (\*) su označene vrijednosti koeficijenata determinacije veće od 0,30.

U nastavku su prikazane slike za 8 varijabli koje imaju koeficijent determinacije u linearnoj regresiji prema promatranj zavisnoj varijabli maksimalne relativne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka veći od 0,30, odnosno objašnjavaju više od 30 % varijance zavisne varijable. To su varijable omjera ukupne RSRP u sva tri promatrana trenutka i prosječne RSRP tijekom faze, varijable omjera prosječne RSRP u sva tri promatrana intervala i prosječne RSRP tijekom kontakta, varijabla omjera ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta i varijabla brzine kretanja ispitanika.

## Omjer sile reakcije podloge u trenutku 70 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

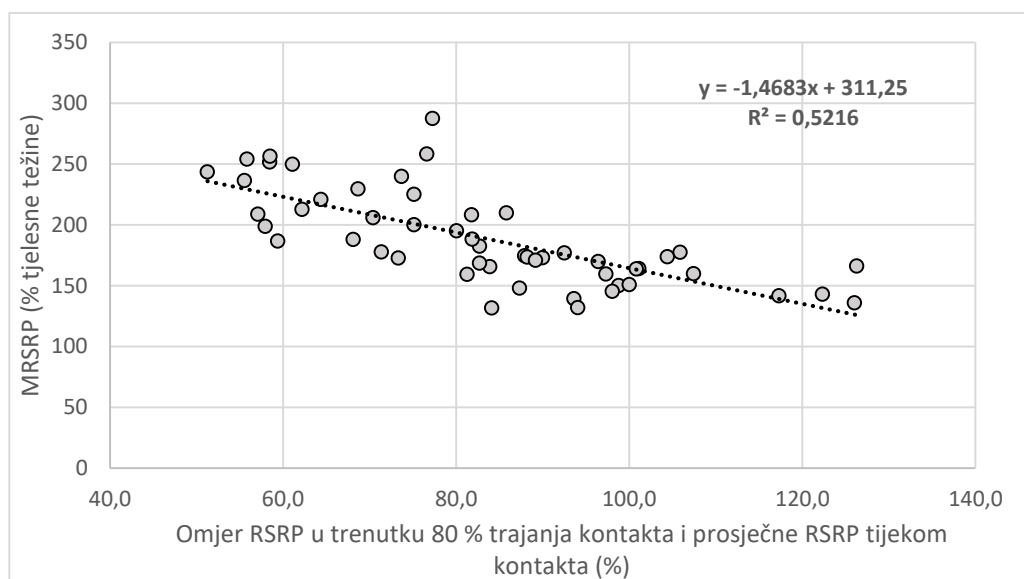
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera sile reakcije podloge u trenutku 70 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je visok ( $R^2 = 0,55$ ; Slika 16). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan i velike vrijednosti (-2,55).



Slika 16: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 70 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Omjer sile reakcije podloge u trenutku 80 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

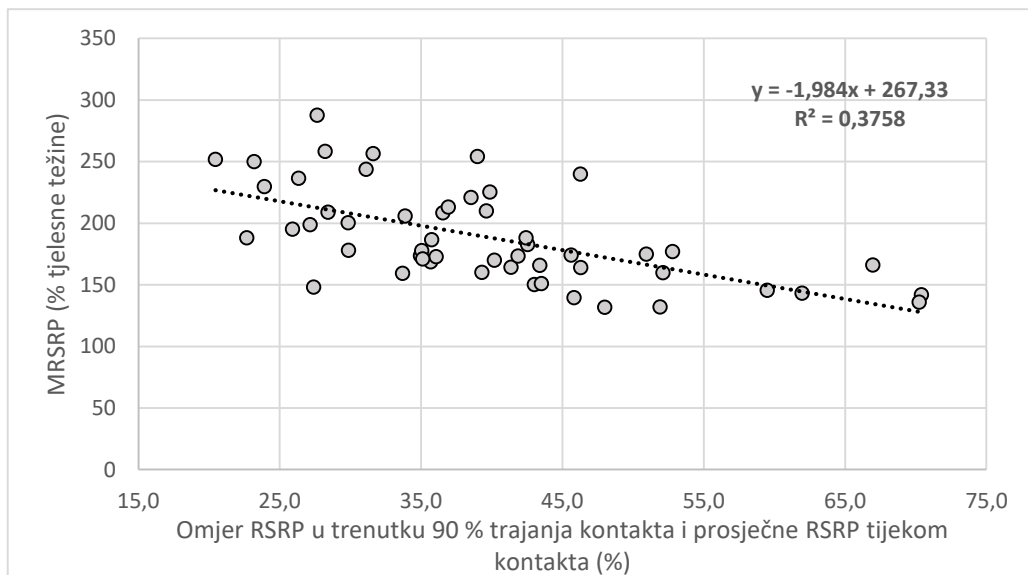
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera sile reakcije podloge u trenutku 80 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je visok ( $R^2 = 0,52$ ; Slika 17). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-1,47).



Slika 17: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Omjer sile reakcije podloge u trenutku 90 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera sile reakcije podloge u trenutku 90 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je umjeren ( $R^2 = 0,38$ ; Slika 18). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-1,98).

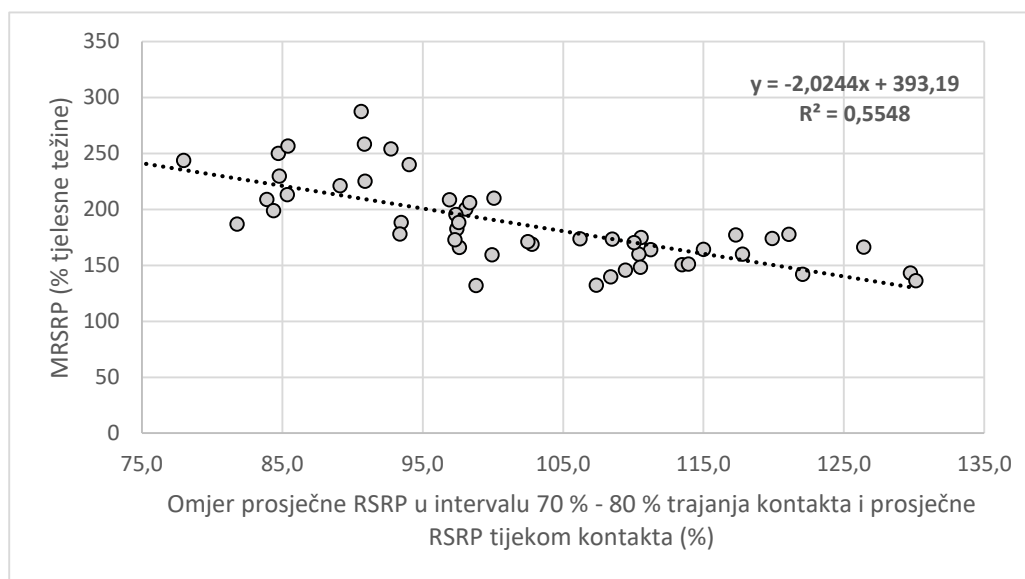


Slika 18: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).



## Omjer prosječne sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 80 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

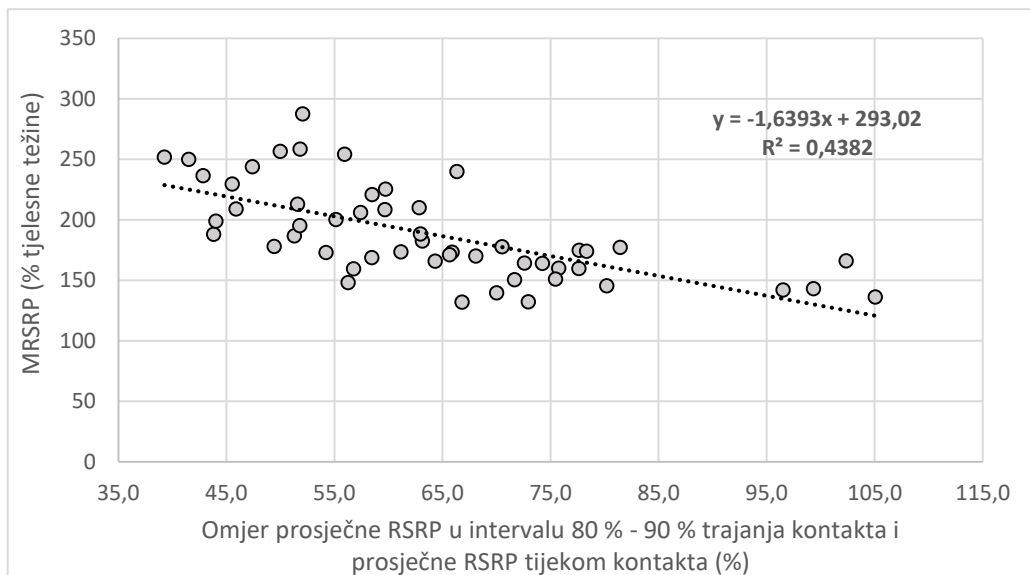
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera prosječne sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 80 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je visok ( $R^2 = 0,55$ ; Slika 19). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-2,02).



Slika 19: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 70 % - 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Omjer prosječne sile reakcije podloge u intervalu 80 % - 90 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

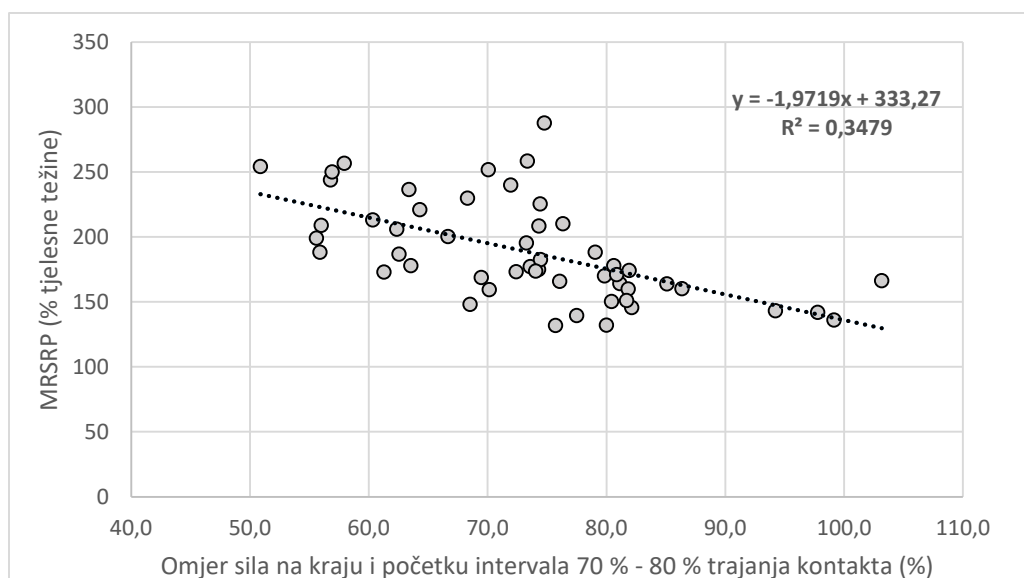
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera prosječne sile reakcije podloge u intervalu 80 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je umjeren ( $R^2 = 0,44$ ; Slika 20). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-1,64).



Slika 20: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 80 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Omjer sila reakcije podloge na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta s podlogom

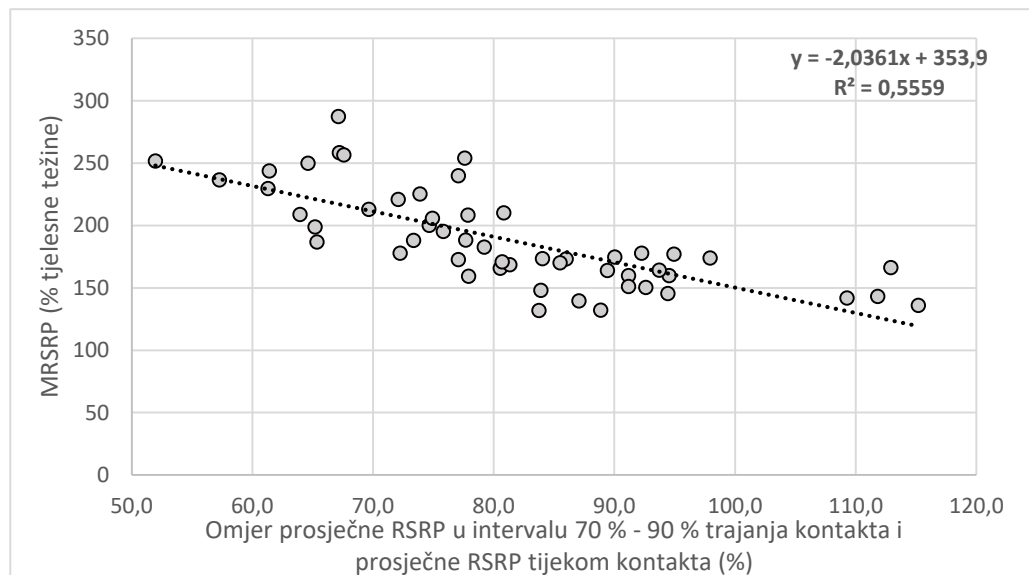
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera sila reakcije podloge na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je umjeren ( $R^2 = 0,35$ ; Slika 21). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-1,97).



Slika 21: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Omjer prosječne sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 90 % trajanja kontakta s podlogom i prosječne sile reakcije podloge tijekom kontakta s podlogom

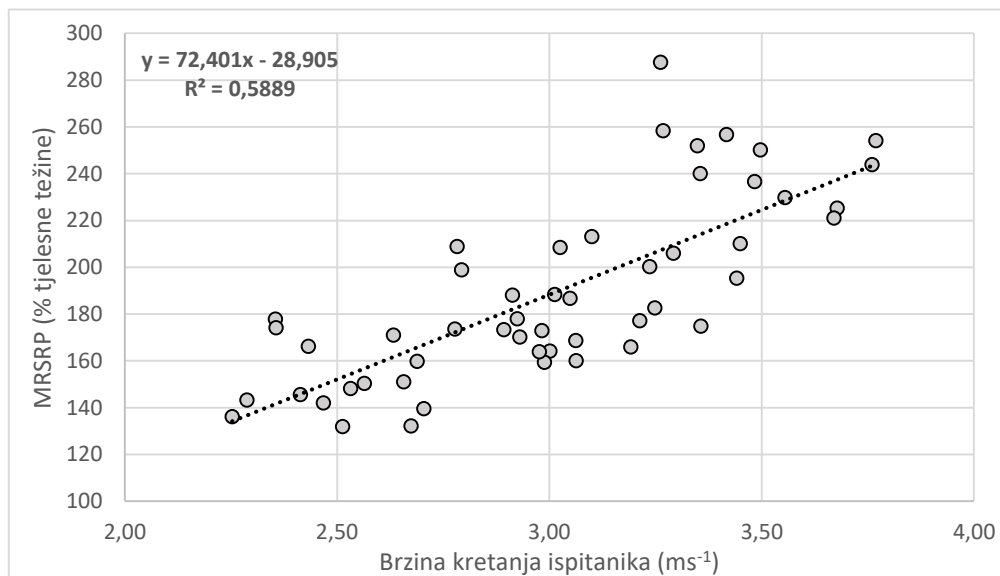
Koeficijent determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji utjecaja omjera prosječne sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne sile reakcije podloge tijekom cjelokupnog trajanja kontakta s podlogom na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka je vrlo visok ( $R^2 = 0,56$ ; Slika 22). Koeficijent smjera regresijskog pravca je očekivano negativan (-2,04).



Slika 22: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 70 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR).

## Brzina kretanja ispitanika

Maksimalna relativna sila reakcije podloge statistički je značajno zavisna o brzini kretanja, s koeficijentom determinacije od čak 0,59. Međutim, brzina kretanja ispitanika ne opisuje iscrpno varijancu zavisne varijable, što je vidljivo posebno kod ispitanika brzine kretanja oko  $3 \text{ ms}^{-1}$ , kao i oko  $3,5 \text{ ms}^{-1}$  (Slika 23).



Slika 23: Utjecaj brzine kretanja ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

### 5.3. Utjecaji duljine koraka, omjera faza koraka, kutova fleksije i ekstenzije kuka, stopala i koljena na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka

#### Utjecaj duljine koraka i omjera duljine druge i prve faze koraka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

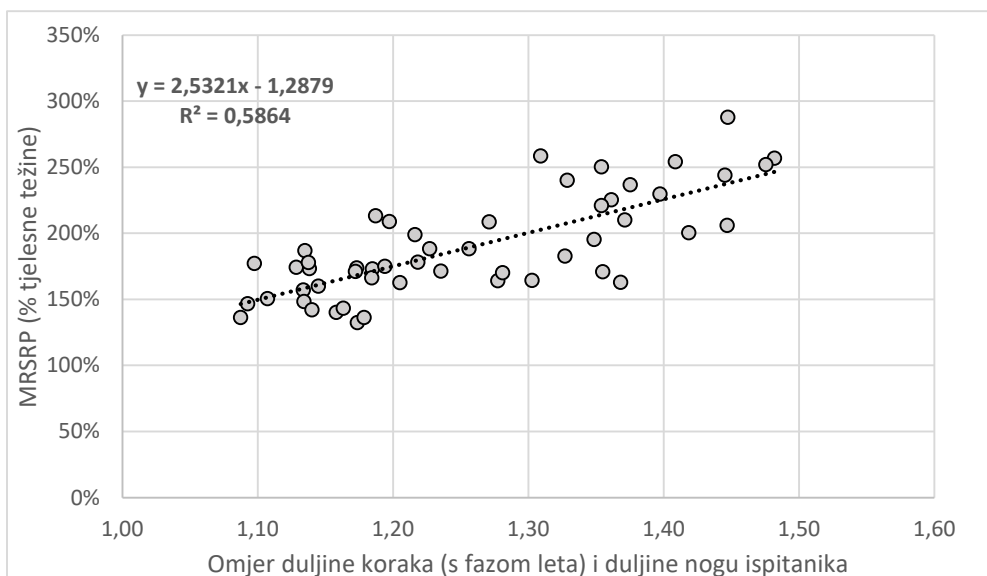
Omjer duljine druge i prve faze koraka mjereno je na video zapisima testiranja, s razgraničenjem dviju faza u momentu vertikale, trenutku okomitog položaja pravca prema podlozi koji prolazi kroz trochanter i lateralni maleolus oslonične noge. Ova varijabla ima statistički značajnu povezanost sa zavisnom varijablom, s koeficijentom determinacije 0,28 (Tablica 17).

Tablica 17: Utjecaj pokazatelja duljine koraka i omjera dviju osnovnih faza na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika	1,26	0,11	0,59*
Udjel faze leta u duljini koraka	0,25	0,06	0,07
Trajanje faze leta (s)	0,033	0,021	0,64*
Omjer duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika	0,95	0,09	0,25*
Omjer duljine druge i prve i faze koraka	1,54	0,2	0,28*
Omjer trajanja druge i prve faze koraka	2,1	0,4	0,31*

Napomena: \* su označene vrijednosti koeficijenta determinacije veće od 0,20 za sve ispitanike.

U nastavku su prikazane slike jednostavne regresije za varijable sa značajnom statističkom vezom sa zavisnom varijablom. Statistička veza ukupne duljine koraka uključivo fazu leta i promatrane zavisne varijable vrlo je snažna te objašnjava vrlo velikih 58,6 % njezine varijance (Slika 24). Regresijski pravac je velikog nagiba pri čemu povećanje duljine koraka za 10 % rezultira 25 postotnim povećanjem MRSRP u prvoj fazi koraka.

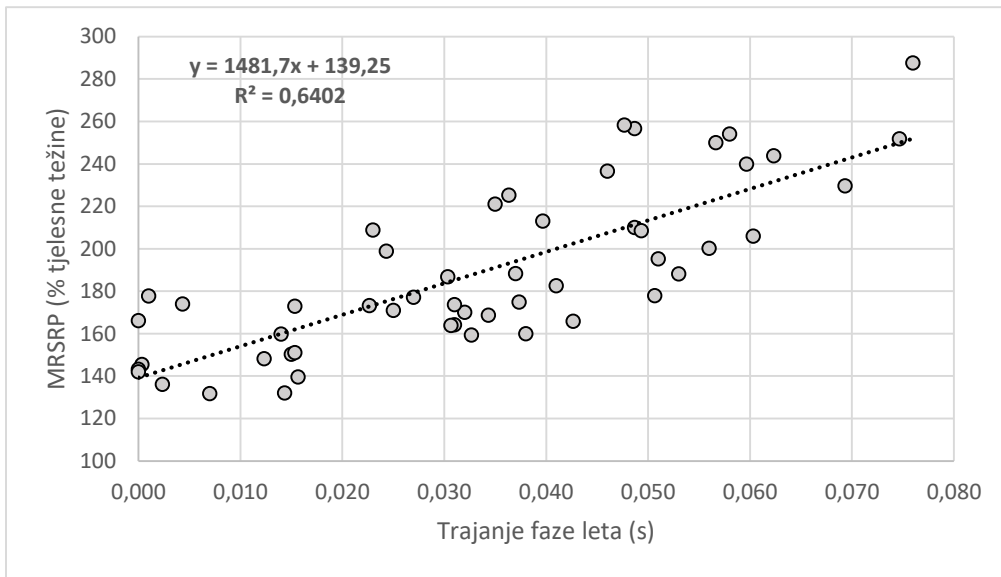


Slika 24: Utjecaj omjera ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

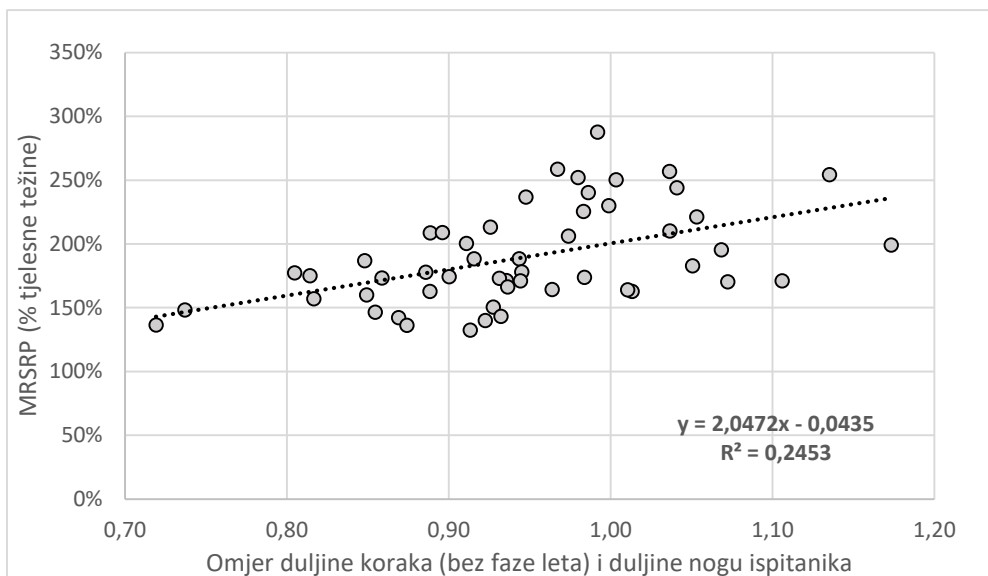
Trajanje faze leta ima znatnu statističku snagu u objašnjavanju promatrane zavisne varijable, s koeficijentom determinacije 0,64. Vrijedi primjetiti da skoro svi ispitanici imaju detektiranu određenu fazu leta, iako većina znatno ispod granice od 40 milisekundi koja se smatra graničnom (ljudskom oku vidljivom) pri suđenju korektne tehnike hodanja, iako samo trajanje faze leta nije jedini indikator za dodjeljivanje opomena i diskvalifikaciju natjecatelja u sportskom hodanju (Slika 25).

Međutim, indikator udjela faze leta u duljini koraka ne pokazuje statističke veze prema zavisnoj varijabli što znači da je statistički značajna apsolutna duljina (i trajanje) faze leta, za razliku od relativne, izražene prema duljini koraka.

Statistička veza duljine koraka koja ne uključuje fazu leta i promatrane zavisne varijable umjerena je te objašnjava znatnih 24,5 % njezine varijance (Slika 26). Regresijski pravac je umjerenog nagiba pri čemu povećanje duljine koraka za 10 % rezultira 20 postotnim povećanjem maksimalne RSRP u prvoj fazi koraka.



Slika 25: Utjecaj trajanja faze leta ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).



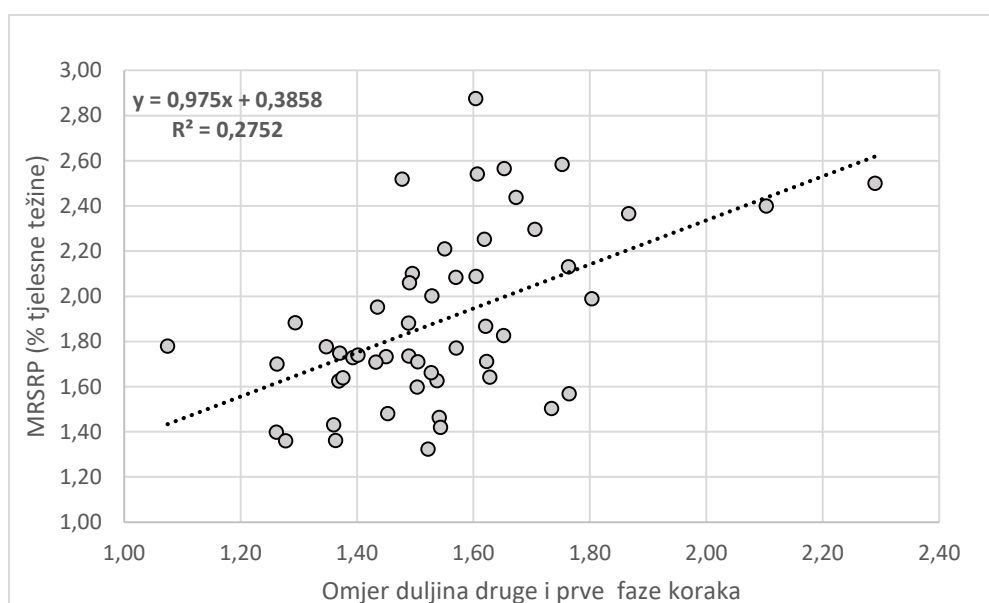
Slika 26: Utjecaj omjera duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

Vremenski odnos dviju faza znatno je veći te druga faza koraka sportskog hodanja u prosjeku traje 2,1 puta dulje nego prva faza koraka. Koeficijent determinacije za ovu varijablu



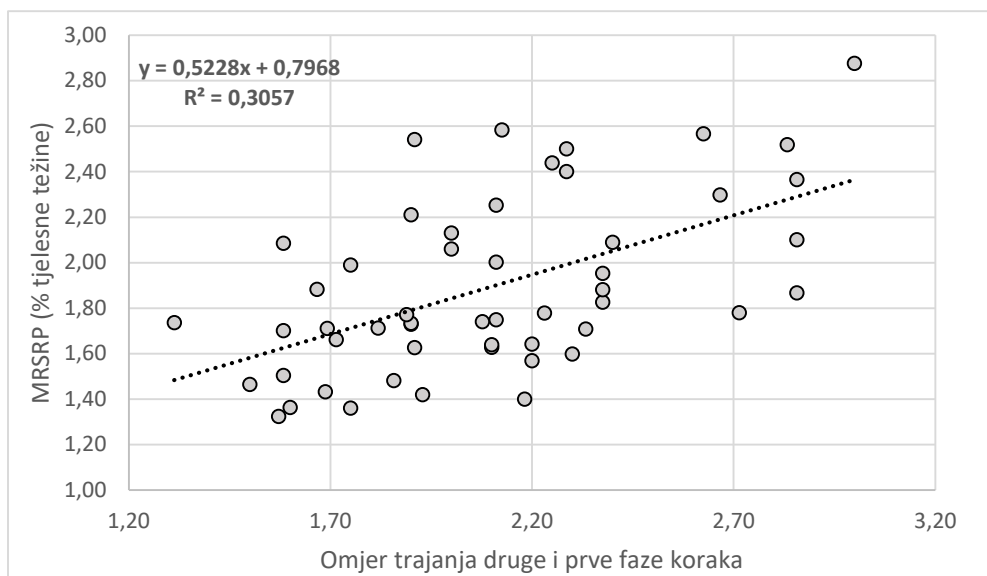
prema zavisnoj varijabli nešto je veći ( $R^2 = 0,31$ ) nego za duljinski odnos dviju faza. U prosjeku, duljina druge faze koraka sportskog hodanja je 54 % veća nego duljina prve faze koraka, a u vremenskim jedinicama više nego dvostruko dužeg trajanja.

Kao što prikazuje Slika 27, regresijski pravac MRSRP u prvoj fazi koraka pozitivnog je nagiba što znači da je razmjerno veća sila kod ispitanika koji imaju relativno dulju drugu fazu koraka. Međutim statistička veza je slaba s vrlo velikim odstupanjima, posebno za vrijednosti prediktorske varijable u intervalu 1,4 do 1,8.



Slika 27: Utjecaj omjera duljine druge i prve faze koraka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

Istovrsna relacija, ali izražena vremenski, a ne duljinski (Slika 28) ima nešto veću vrijednost koeficijenta determinacije te znatno veći broj promatranih relacija (8) ima veliku vrijednost nezavisne varijable i trajanje druge faze koraka sportskog hodanja više nego 2,5 puta dulje od trajanja prve faze koraka.



Slika 28: Utjecaj omjera trajanja druge i prve faze koraka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

### Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba kuka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Za fleksiju kukova pri snimanju kinematike sportskog hodanja nisu nađene nikakve statističke veze sa zavisnom varijablom – MRSRP u prvoj fazi koraka, kako za trenutak odraza, tako i trenutak kontakta s podlogom te za zbroj kutova u ta dva trenutka (Tablica 18).

Tablica 18: Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba kuka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Fleksija kuka oslonačne noge u trenutku odraza	180,0°	6,9°	0,06
Fleksija kuka oslonačne noge u trenutku kontakta s podlogom	154,9°	8,1°	0,00
Ekstenzija kuka oslonačne noge u trenutku odraza u odnosu na izmjeren kut raspona pokreta	0,88°	0,05°	0,02

U prosjeku, ispitanici u trenutku odraza imaju neutralnu poziciju zgloba kuka, odnosno kut točno 180°, ali uz znatnu standardnu devijaciju (6,9°). U trenutku prednjeg kontakta s

podlogom, fleksija kuka je prosječno 154,9°, odnosno 25,1° u odnosu na neutralan položaj u zglobu kuka.

### Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba koljena na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Za kutove u koljenima ispitanika nisu nađene nikakve statističke veze sa zavisnom varijablom, iako je testirano čak pet potencijalno povezanih varijabli (Tablica 19).

Tablica 19: Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba koljena na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Fleksija koljena oslonačne noge u prednjem kontaktu s podlogom	182,6°	3,0°	0,03
Fleksija koljena oslonačne noge u okomitoj poziciji	184,1°	4,2°	0,01
Promjena kuta koljena oslonačne noge od kontakta do okomite pozicije	-1,5°	3,3°	0,00
Fleksija koljena oslonačne noge pri odrazu	144,0°	7,5°	0,00

U prosjeku, ispitanici u kontaktu s podlogom imaju ekstenziju koljena 2,6° u odnosu na neutralnu poziciju, iako je standardna devijacija znatna (3°). Ispitanici u prosjeku povećavaju ekstenziju koljena za 1,5° do trenutka okomite pozicije oslonačne noge, a kut fleksija koljena pri odrazu iznosi prosječno 144°, ali osobne razlike u promjeni kuta ne objašnjavaju varijancu zavisne varijable..

### Utjecaj kutova stopala na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Za kutove stopala prema podlozi nisu nađene statističke veze prema zavisnoj varijabli (Tablica 20). U prosjeku ispitanika, kut između stopala i podloge u trenutku odraza je 73,2°, a u trenutku prednjeg kontakta izmjereni kut stopala ispitanika prema podlozi iznosio je prosječno 28,2°. Također nema statističke veze prema zavisnoj varijabli ako se navedena

dva pokazatelja izračunaju relativno prema goniometrijski izmjerenoj maksimalnoj plantarnoj i dorzalnoj fleksiji gležnja s vrijednostima 51 % za dorzalnu i 47 % za plantarnu fleksiju.

Tablica 20: Utjecaj kutova stopala prema ravnini podloge na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Kut između stopala i podloge u trenutku odraza	73,2°	7,5°	0,05
Kut između stopala i podloge u trenutku prednjeg kontakta	28,2°	5,7°	0,02
Kut stopala prema podlozi pri odrazu u odnosu prema maksimalnoj plantarnoj fleksiji gležnja	0,47	0,06	0,01
Kut stopala prema podlozi pri prednjem kontaktu u odnosu prema maksimalnoj dorzalnoj fleksiji gležnja	0,56	0,15	0,13

## 5.4. Utjecaj torakolumbalne rotacije i zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka

### Utjecaj rotacije zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

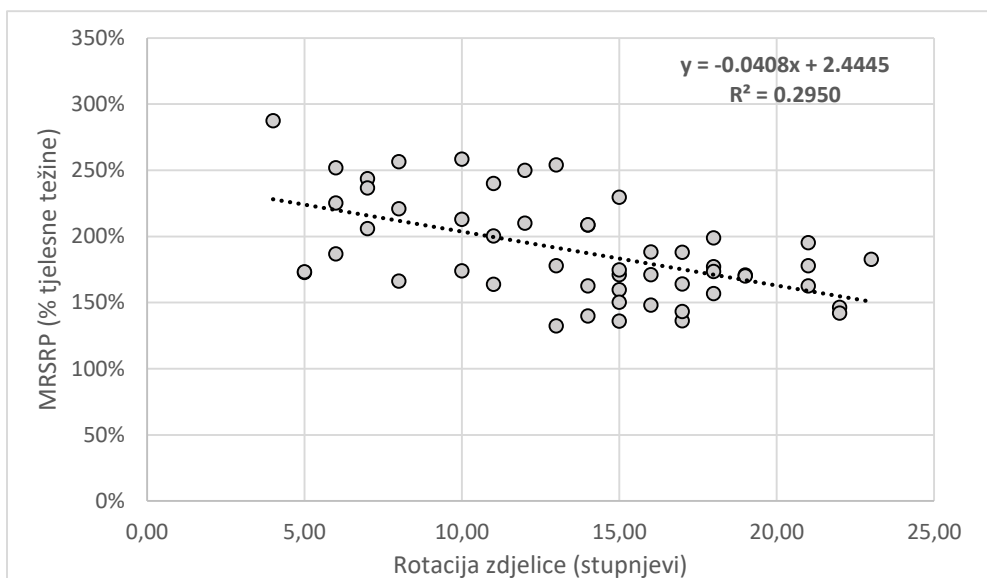
Rotacije zdjelice ispitanika znatna je i iznosi prosječno  $13,6^\circ$ , s razmjerno velikim koeficijentom determinacije u odnosu na zavisnu varijablu (0,29). Statistička veza ne postoji za relativnu vrijednost pokazatelja, u odnosu na maksimalni goniometrijski izmjeren raspon pokreta rotacije zdjelice (Tablica 21). Ako se kreira kompozitni pokazatelj zbroja rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije (indikatora opisanog u poglavlju koje se odnosi na nagib zdjelice i pretklon/zaklon trupa), statistička veza postaje izrazito velika, s koeficijentom determinacije od čak 0,42. Detaljnije istraživanje ovih veza, provedeno temeljem višestruke regresije kinetičkih i kinematičkih varijabli prema zavisnoj varijabli prikazano je sveobuhvatno u narednom poglavlju ove disertacije.

Tablica 21: Utjecaj rotacije zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Rotacija zdjelice	$13,6^\circ$	$5,0^\circ$	0,29*
Rotacija zdjelice u odnosu prema maksimalnom goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta	0,40	0,23	0,01
Zbroj kutova rotacije zdjelice, i torakolumbalne lateralne fleksije	$10,4^\circ$	$7,9^\circ$	0,42*

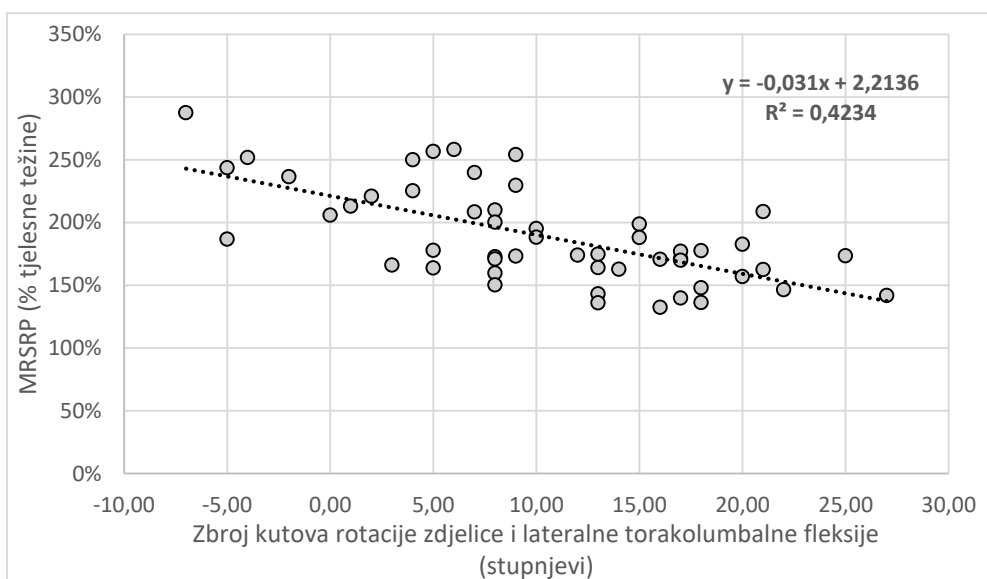
Napomena: \* - vrijednosti koeficijena determinacije veće od 0,20 za sve ispitanike.

Postoje vrlo velike razlike u kutu rotacije zdjelice između ispitanika, u rasponu od  $4^\circ$  do čak  $23^\circ$  (Slika 29).



Slika 29: Utjecaj rotacije zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

Kompozitni pokazatelj zbroja kutova rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije ima vrlo snažnu vezu prema zavisnoj varijabli (Slika 30). Ispitanici s izuzetno velikom maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka imaju negativan zbroj kutova rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije.



Slika 30: Utjecaj zbroja kutova rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).

## Utjecaj torakolumbalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Ispitanici u prosjeku imaju veliku maksimalnu torakolumbalnu rotaciju, odnosno kut između pravaca kroz akromione i trohantere u transverzalnoj ravnini, od 29,9°. U odnosu na maksimalni goniometrijski izmjeren raspon pokreta torakolumbalne rotacije (prosječno 48,2°), rotacija u kinematici sportskog hodanja prosječno je na razini 36 %. Promatrani pokazatelji ne objašnjavaju varijaciju definirane zavisne varijable (Tablica 22).

Tablica 22: Utjecaj torakolumbalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Torakolumbalna rotacija	29,9°	7,3°	0,06
Torakolumbalna rotacija u odnosu prema goniometrijski izmjerenom rasponu pokreta	0,36	0,09	0,00

## Utjecaj torakalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Prosječni kut maksimalne torakalne rotacije znan je (16,3°), ali kut torakalne rotacije apsolutno i relativno nije u vezi s promatranom zavisnom varijablom. To vrijedi za torakalnu rotaciju u sva tri promatrana trenutka – odraza, vertikale i prednjeg kontakta (Tablica 23).

Tablica 23: Utjecaj torakalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Torakalna rotacija u trenutku odraza	16,3°	6,0°	0,03
Torakalna rotacija u trenutku odraza u odnosu prema goniometrijskom rasponu pokreta	0,35	0,15	0,02
Torakalna rotacija u trenutku prednjeg kontakta	11,1°	5,2°	0,00
Torakalna rotacija u trenutku prednjeg kontakta u odnosu prema goniometrijskom rasponu pokreta	0,24	0,13	0,00
Torakalna rotacija u momentu vertikale	2,3°	5,9°	0,03
Torakalna rotacija u momentu vertikale u odnosu na goniometrijski raspon pokreta	0,05	0,14	0,02

## Utjecaj zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

Za procjenu utjecaja zamaha ruku korišteno je pet pokazatelja, ali niti za jedan nije nađen značajan koeficijent determinacije u odnosu na zavisnu varijablu (Tablica 24). Zamjetno je veći kut nadlaktice stražnje ruke ( $64,2^\circ$ ) nego prednje ruke ( $20,5^\circ$ ) prema okomici te je omjer tih dvaju kutova (6,4) vrlo velik.

Tablica 24: Utjecaj zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Kut između pravaca obje nadlaktice	$84,7^\circ$	$14,7^\circ$	0,05
Kut nadlaktice stražnje ruke prema okomitoj osi	$64,2^\circ$	$8,1^\circ$	0,00
Kut nadlaktice prednje ruke prema okomitoj osi	$20,5^\circ$	$10,7^\circ$	0,06
Omjer duljina stražnjeg i prednjeg zamaha ruku	6,4	11,1	0,08
Razlika duljina stražnjeg i prednjeg zamaha ruku (cm)	43,7	12,0	0,03



## 5.5. Utjecaj nagiba zdjelice i položaja trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka

Pokazatelj nagiba zdjelice nema statističku vezu sa zavisnom varijablom (Tablica 25). Ispitanici imaju velik ukupni raspon pokreta nagiba zdjelice (kut između pravaca zdjelice u desnom i lijevom nagibu), skoro 30°, ali bez ikakve veze sa zavisnom varijablom.

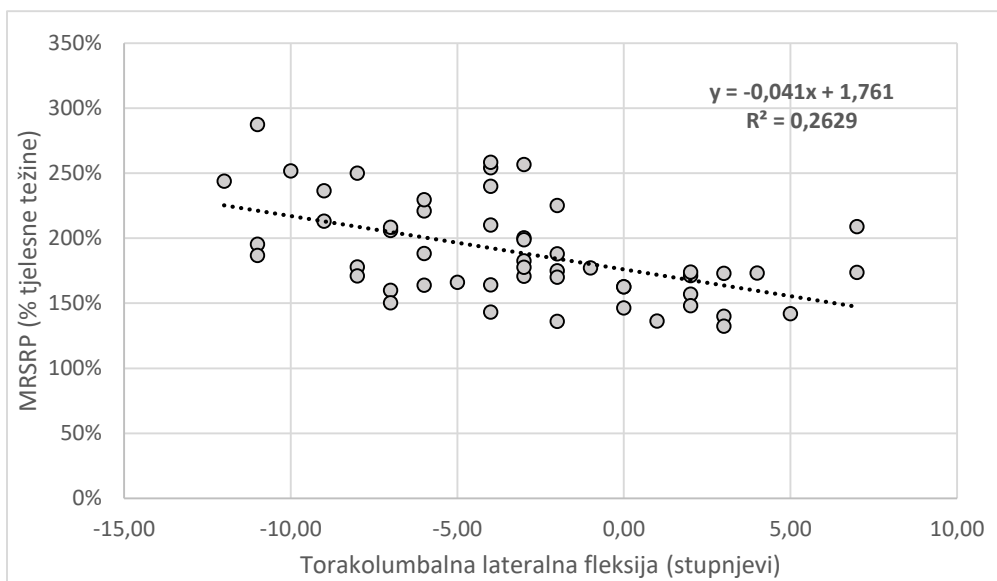
Tablica 25: Utjecaj nagiba zdjelice i pretklona/zaklona trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge

	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Koeficijent determinacije
Maksimalni nagib zdjelice	29,5°	5,2°	0,00
Maksimalna torakolumbalna lateralna fleksija	-3,2°	4,7°	0,26*
Pretklon/zaklon zdjelice	7,4°	5,2°	0,27*
Pretklon/zaklon trupa	-10,2°	7,6°	0,39*
Torakolumbalna ekstenzija	18,2°	11,3°	0,40*

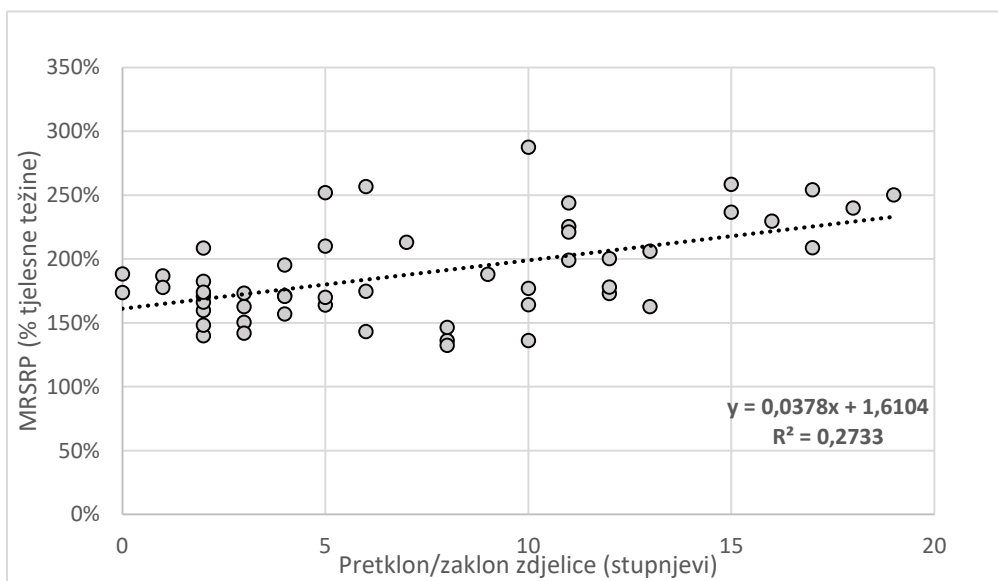
Napomena: \*- vrijednosti koeficijenta determinacije veće od 0,20 za sve ispitanike.

Zbroj kutova nagiba zdjelice i nagiba linije ramena u suprotnu stranu (torakolumbalna lateralna fleksija) ima znatnu ( $R^2 = 0,26$ ) statističku vezu sa zavisnom varijablom. Za samo 12 relacija zabilježeno je da su ispitanici imali torakolumbalnu lateralnu ekstenziju na strani oslonačne noge, dok su za čak 38 relacija ispitanici imali torakolumbalnu lateralnu ekstenziju na strani zamašne noge, a za 2 relacije pozicija je neutralna (Slika 31).

Svi ispitanici imali su pri okomitom položaju oslonačne noge pretklon zdjelice, odnosno pozitivnu veličinu kuta u odnosu na vertikalni pravac, s iznimkom dva kinematička zapisa s neutralnim položajem zdjelice (Slika 32). Prosječno, ispitanici imaju znatan pretklon zdjelice (7,44°), te je za 7 ispitanika zabilježen pretklon zdjelice veći od 15°. Sudeći po nagibu regresijskog pravca, kao i koeficijentu determinacije ( $R^2 = 0,27$ ), pretklon zdjelice povezan je značajno s promatranom zavisnom varijablom.

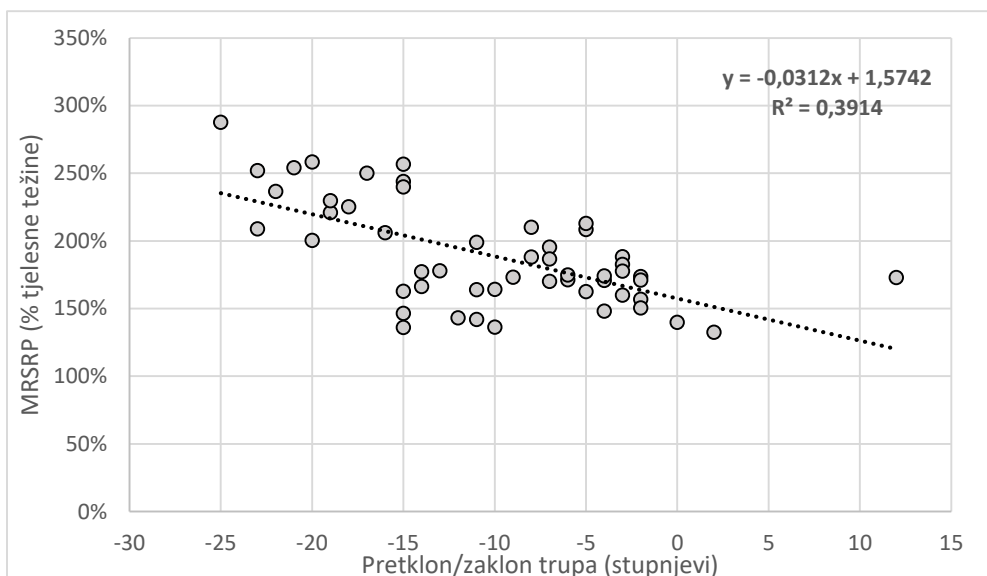


Slika 31: Utjecaj torakolumbalne lateralne fleksije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR).



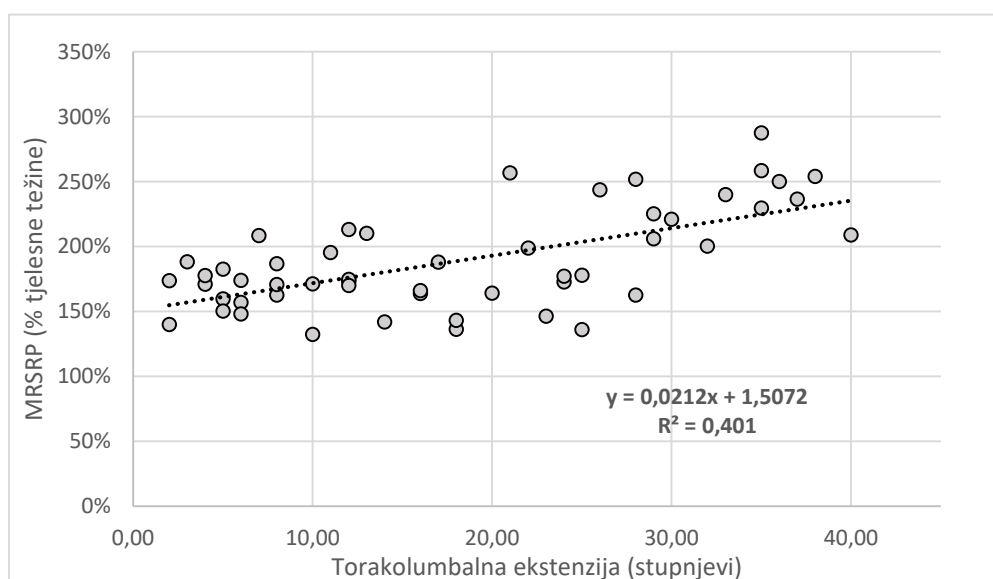
Slika 32: Utjecaj pretklona/zaklona zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR).

Pokazatelj koji također vrlo dobro objašnjava zavisnu varijablu je pretklon/zaklon trupa u odnosu na frontalnu ravninu, sa znatnim koeficijentom determinacije ( $R^2 = 0,39$ ). Prosječno, ispitanici imaju znatan ( $10,2^\circ$ ) zaklon (nagib prema otraga) trupa (Slika 33).



Slika 33: Utjecaj pretklona/zaklona trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR).

Samo 3 ispitanika nisu bila u zaklonjenoj poziciji u odnosu na frontalnu ravninu, a čak 14 ispitanika ima izmjereni zaklon trupa od 15° ili više, a za te prolaze kroz testno polje izmjerene su i vrlo velike relativne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka. Zbroj obje varijable (pretklon/zaklon zdjelice i trupa), odnosno torakolumbalna ekstenzija ispitanika je vrlo velika, prosječno 17,6°, a taj je indikator vrlo snažno povezan sa zavisnom varijablom, maksimalnom relativnom RSRP u prvoj fazi koraka (Slika 34).



Slika 34: Utjecaj torakolumbalne ekstenzije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR).

## 5.6. Istraživanje zajedničkog djelovanja prediktorskih varijabli

Nakon opisivanja jačine i smjera međusobnih veza između objašnjavajućih varijabli pristupilo se odabiru varijabli za višestruku regresiju. Postupak se sastojao od odabira varijabli koje imaju vrijednosti koeficijenta determinacije u jednostavnoj linearnoj regresiji prema zavisnoj varijabli veće od 0,40 (Tablica 24), odnosno 6 sljedećih varijabli:

- ✓ V2 - Trajanje faze leta ( $R^2 = 0,64$ )
- ✓ V1 - Brzina kretanja ispitanika ( $R^2 = 0,59$ )
- ✓ V4 - Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika ( $R^2 = 0,59$ )
- ✓ V6 - Omjer sile u intervalu 70 % - 80 % i sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta ( $R^2 = 0,55$ )
- ✓ V11 - Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije ( $R^2 = 0,42$ )
- ✓ V14 Torakolumbalna ekstenzija ( $R^2 = 0,40$ )

Zbog problema multikolinearnosti, za konstrukciju korektnih višestrukih regresija, između preostalih 13 varijabli valjalo je odabrati samo varijable koje s tih 6 varijabli nemaju znatnu korelaciju. Temeljem promatranja statističke povezanosti između navedenih varijabli, može se zaključiti sljedeće:

### 1. Brzina kretanja ispitanika ima sljedeću povezanost:

- pozitivnu vrlo veliku s trajanjem faze leta i omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika;
- pozitivnu veliku s omjerom duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika i torakolumbalnom ekstenzijom;
- negativnu vrlo veliku s omjerom prosječne ukupne RSRP u intervalu 70 %-80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta;
- negativnu veliku s omjerom ukupne sile na kraju i početku intervala 70 % - 80 % i zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije.

### 2. Trajanje faze leta ima sljedeću povezanost:

- pozitivnu vrlo veliku s brzinom kretanja i omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika;

- pozitivnu veliku s omjerom duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika i omjerom trajanja druge i prve faze koraka;
- negativnu vrlo veliku s omjerom prosječne ukupne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta;
- negativnu veliku s omjerom ukupne sile na kraju i početku intervala 70% -80 %, torakolumbalnom ekstenzijom i zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije.

**3. Omjer duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu veliku s brzinom kretanja, trajanjem faze leta i omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika.

**4. Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku s brzinom kretanja i trajanjem faze leta;
- pozitivnu veliku s omjerom duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika, omjerom trajanja druge i prve faze koraka i torakolumbalnom ekstenzijom;
- negativnu veliku s omjerom prosječne ukupne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta, zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije i pretklonom/zaklonom trupa.

**5. Omjer trajanja druge i prve faze koraka ima ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu veliku s trajanjem faze leta i omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika;
- negativnu veliku s omjerom prosječne RSRP u intervalu 70% - 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta i zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije.

**6. Omjer prosječne ukupne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku s omjerom ukupne sile na kraju i početku intervala 70% - 80 %;

- pozitivnu veliku sa zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije;
- negativnu vrlo veliku s brzinom kretanja i trajanjem faze leta;
- negativnu veliku s omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika te omjerom trajanja druge i prve faze koraka.

**7. Omjer ukupne sile na kraju i početku intervala 70 % - 80 % ima ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku s omjerom prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta.

**8. Rotacija zdjelice ima ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku sa zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije.

**9. Torakolumbalna lateralna fleksija ima ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku s rotacijom zdjelice;
- negativnu veliku s trajanjem faze leta.

**10. Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije ima ima sljedeću povezanost:**

- pozitivnu vrlo veliku s rotacijom zdjelice i torakolumbalnom lateralnom fleksijom;
- pozitivnu veliku s omjerom prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta;
- negativnu veliku s brzinom kretanja, trajanjem faze leta, omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika i omjerom trajanja druge i prve faze koraka.

**11. Pretklon/zaklon trupa ima ima sljedeću povezanost:**

- negativnu vrlo veliku s torakolumabrnom ekstenzijom;
- negativnu veliku s omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika i pretklonom/zaklonom zdjelice.

### 12. Pretklon/zaklon zdjelice ima ima sljedeću povezanost:

- pozitivnu vrlo veliku s torakolumbalnom ekstenzijom;
- negativnu veliku s pretklonom/zaklonom trupa.

### 13. Torakolumbalna ekstenzija ima ima sljedeću povezanost:

- pozitivnu vrlo veliku s pretklonom/zaklonom zdjelice;
- negativnu vrlo veliku s pretklonom/zaklonom trupa;
- pozitivnu veliku s brzinom kretanja ispitanika i omjerom ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika.

Za 6 vodećih varijabli provedena je višestruka regresija sa svim varijablama s kojima su vodeće varijable imale neznatnu ili malu korelaciju, uz uvjet da ni te varijable nisu imale znatnu međusobnu korelaciju. U slučajevima da je neka od prediktorskih varijabli imala neprihvatljivo veliku ( $> 0,05$ ) p-vrijednost, višestruka regresija se ponovila s izostavljanjem te varijable.

### Trajanje faze leta ( $R^2 = 0,64$ )

Analizom je utvrđeno da varijabla V2 (Trajanje faze leta) ima malu ili neznatnu povezanost s varijablama V8 i V13, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke regresije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 26).

Tablica 26: Varijable s malom ili neznatnom vezom s trajanjem faze leta

$R^2$	Varijable		V2	V8	V13
<b>0,64</b>	V2	Trajanje faze leta	1,00		
<b>0,29</b>	V8	Rotacija zdjelice	- 0,36	1,00	
<b>0,40</b>	V13	Torakolumbalna ekstenzija	0,47	-0,44	1,00

Napomena:  $R^2$  Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

■ Mala povezanost - prihvatljivo

■ Neznatna povezanost

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je na to da su sve nezavisne varijable imale prihvatljivu p-vrijednost manju od 0,05 te regresija ima statistiku prikazanu u Tablici 27. Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,33 za V2, 1,29 za V8 i 1,44 za V13) su niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraživačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu trajanja faze leta:

$$RSRP_{\max 1} = 1,589 + 10,932 V2 - 0,016 V8 + 0,009 V13 \quad (1)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 74,5 % varijance zavisne varijable, odnosno opisuju način kretanja kojim se nezavisno može smanjenjem trajanja faze leta, smanjenjem torakolumbalne ekstenzije i povećanjem rotacije zdjelice utjecati na smanjenje maksimalne RSRP u fazi prednjeg kontakta. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 2,92, a post-hoc statistička snaga za 3 prediktorske varijable je 1,00 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 27: Višestruka regresija na osnovi varijable trajanja faze leta

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,872	0,76	0,745	0,192	52

b) analiza varijance

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Signifikantnost F</i>
Regresija	3	5,598	1,866	50,588	0,000
Rezidual	48	1,771	0,037		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	<i>Koeficijenti</i>	<i>Standardna pogreška</i>	<i>t-vrijednost</i>	<i>P-vrijednost</i>	<i>FIV-vrijednost</i>
Odsječak	1,589	0,122	13,002	0,000	
V2	10,932	1,483	7,372	0,000	1,33
V8	-0,016	0,006	-2,657	0,011	1,29
V13	0,009	0,003	3,052	0,004	1,44




### Brzina kretanja ispitanika ( $R^2 = 0,59$ )


Analizom je utvrđeno da varijabla V1 (Brzina kretanja ispitanika) ima malu ili neznatnu povezanost s varijablama V5, V8, V9 i V11, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke regresije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 28).

Tablica 28: Varijable s malom ili neznatnom vezom s brzinom kretanja ispitanika

$R^2$	Varijable		V1	V5	V8	V9	V11
0,59	V1	Brzina kretanja ispitanika	1,00				
0,31	V5	Omjer trajanja druge i prve faze koraka	0,48	1,00			
0,29	V8	Rotacija zdjelice	-0,40	-0,36	1,00		
0,26	V9	Torakolumbalna lateralna fleksija	-0,45	-0,44	0,32	1,00	
0,39	V11	Pretklon/zaklon trupa	-0,43	-0,38	0,34	0,31	1,00

Napomena:  $R^2$  Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

 Mala povezanost - prihvatljivo

 Neznatna povezanost

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je na problem da su varijable V5 i V9 imale neprihvatljivu p-vrijednost veću od 0,05 te su izostavljene iz regresije, koja ima statistiku prikazanu u Tablici 29. Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,36 za V1, 1,24 za V8 i 1,28 za V11) su vrlo niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraivačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu brzine kretanja:

$$RSRP_{\max 1} = 0,413 + 0,511 V1 - 0,016 V8 - 0,016 V11 \quad (2)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 72,0 % varijance zavisne varijable. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 2,57, a post-hoc statistička snaga za 3 prediktorske varijable je 1,00 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 29: Višestruka regresija na osnovi varijable brzine kretanja ispitanika

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,858	0,737	0,720	0,201	52

b) analiza varijance

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Signifikantnost F</i>
Regresija	3	5,428	1,809	44,767	0,000
Rezidual	48	1,940	0,040		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	<i>Koeficijenti</i>	<i>Standardna pogreška</i>	<i>t-vrijednost</i>	<i>P-vrijednost</i>	<i>FIV-vrijednost</i>
Odsječak	0,413	0,274	1,511	0,137	
V1	0,511	0,080	6,353	0,000	1,36
V8	-0,016	0,006	-2,596	0,012	1,24
V11	-0,016	0,004	-3,771	0,000	1,28

**Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika ( $R^2 = 0,59$ )**

Analizom je utvrđeno da varijabla V4 (Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika) ima malu ili neznatnu povezanost s varijablama V7, V9, V10 i V13, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke regresije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 30).

Tablica 30: Varijable s malom ili neznatnom vezom s duljinom koraka

<i>R<sup>2</sup></i>	Varijable		V4	V7	V8	V9	V12
0,59	V4	Omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika	1,00				
0,35	V7	Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %	-0,40	1,00			
0,29	V8	Rotacija zdjelice	-0,40	0,30	1,00		
0,26	V9	Torakolumbalna lateralna fleksija	-0,48	0,19	0,32	1,00	
0,27	V12	Pretklon/zaklon zdjelice	0,46	-0,46	-0,31	-0,12	1,00

Napomena:  $R^2$  Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

■ Mala povezanost - prihvatljivo

■ Neznatna povezanost

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je da su sve nezavisne varijable imale prihvatljivu p-vrijednost manju od 0,05 (Tablica 31). Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,77 za V4, 1,37 za V7, 1,28 za V8, 1,36 za V9 i 1,36 za V12) su vrlo niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraživačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu relativne duljine koraka:

$$RSRP_{\max 1} = 0,796 + 1,475 V4 - 0,009 V7 - 0,014 V8 - 0,014 V9 + 0,008 V12 \quad (3)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 72,7 % varijance zavisne varijable. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 2,66, a post-hoc statistička snaga za 4 prediktorske varijable je 0,99 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 31: Višestruka regresija na osnovi varijable duljine koraka

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,868	0,754	0,727	0,199	52

b) analiza varijance

	<i>Df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Signifikantnost F</i>
Regresija	5	5,555	1,111	28,176	0,000
Rezidual	46	1,814	0,039		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	<i>Koeficijenti</i>	<i>Standardna pogreška</i>	<i>t-vrijednost</i>	<i>P-vrijednost</i>	<i>FIV-vrijednost</i>
Odsječak	0,796	0,489	1,627	0,111	
V4	1,475	0,322	4,584	0,000	1,77
V7	-0,009	0,003	-3,219	0,002	1,37
V8	-0,014	0,006	-2,292	0,027	1,28
V9	-0,014	0,007	-2,033	0,048	1,36
V12	0,008	0,006	1,223	0,228	1,49

### Omjer prosječne RSRP u intervalu 70 %-80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta ( $R^2 = 0,55$ )

Analizom je utvrđeno da varijabla V6 (Omjer RSRP u intervalu 70 % - 80 % i RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta) ima malu ili neznatnu povezanost s varijablama V8, V9 i V13, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke regresije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 32).

Tablica 32: Varijable s malom ili neznatnom vezom s udjelom RSRP u intervalu 70 % - 80 % u ukupnoj RSRP u fazi kontakta

R <sup>2</sup>	Varijable		V6	V8	V9	V13
0,55	V6	Omjer prosječne ukupne RSRP u intervalu 70 % -80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta	1,00			
0,29	V8	Rotacija zdjelice	0,43	1,00		
0,26	V9	Torakolumbalna lateralna fleksija	0,44	0,32	1,00	
0,40	V13	Torakolumbalna ekstenzija	-0,44	-0,44	-0,20	1,00

Napomena: R<sup>2</sup> Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

■ Mala povezanost - prihvatljivo

■ Neznatna povezanost

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je na problem da su varijable V8 i V9 imale p-vrijednost veću od 0,05 te su izostavljene iz regresije, te reducirana regresija ima statistiku prikazanu u Tablici 33. Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,24 za obje varijable) su vrlo niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraživačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu maksimalne RSRP u navedenom intervalu:

$$RSRP_{\max 1} = 2,597 - 0,016 V6 + 0,013 V13 \quad (4)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 66,1 % varijance zavisne varijable. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 1,95, a post-hoc statistička snaga za 2 prediktorske varijable je 1,00 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 33: Višestruka regresija na osnovi varijable udjela RSRP u intervalu 70 % - 80 % u ukupnoj RSRP u fazi kontakta

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,821	0,675	0,661	0,221	0,821

b) analiza varijance

	df	SS	MS	F	Signifikantnost F
Regresija	2	4,971	2,486	50,799	0,000
Rezidual	49	2,397	0,049		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	Koeficijenti	Standardna pogreška	t-vrijednost	P-vrijednost	FIV-vrijednost
Odsječak	3,248	0,277	11,712	0,000	
V6	-0,016	0,002	-6,420	0,000	1.24
V13	0,013	0,003	4,129	0,000	1.24

**Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije ( $R^2 = 0,42$ )**

Tablica 34: Varijable s malom ili neznom vezom sa zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije

$R^2$	Varijable	V7	V10	V11
0,35	V7 Omjer ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %	1,00		
0,42	V10 <b>Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije</b>	0,30	1,00	
0,39	V11 Pretklon/zaklon trupa	0,19	0,40	1,00

Napomena:  $R^2$  Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

■ Mala povezanost - prihvatljivo

■ Neznamna povezanost

Analizom je utvrđeno da varijabla V10 (Zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije) ima malu ili neznamnu povezanost s varijablama V7 i V11, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke korelacije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 34).

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je da su sve nezavisne varijable imale prihvatljivu p-vrijednost manju od 0,05 te regresija ima statistiku prikazanu u Tablici 35. Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,11 za V7, 1,27 za V10 i 1,20 za V11) su vrlo niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraivačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu kutova rotacije i nagiba zdjelice:

$$RSRP_{\max 1} = 2,846 - 0,013 V7 - 0,018 V10 - 0,020 V11 \quad (5)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 71,1 % varijance zavisne varijable. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 2,46, a post-hoc statistička snaga za 3 prediktorske varijable je 1,00 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 35: Višestruka regresija na osnovi varijable zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,853	0,728	0,711	0,204	52

b) analiza varijance

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Signifikantnost F</i>
Regresija	3	5,361	1,787	42,741	0,000
Rezidual	48	2,007	0,042		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	<i>Koeficijenti</i>	<i>Standardna pogreška</i>	<i>t-vrijednost</i>	<i>P-vrijednost</i>	<i>FIV-vrijednost</i>
Odsječak	2,846	0,200	14,256	0,000	
V7	-0,013	0,003	-5,074	0,000	1,11
V10	-0,018	0,004	-4,326	0,000	1,27
V11	-0,020	0,004	-4,842	0,000	1,20

### Torakolumbalna ekstenzija ( $R^2 = 0,40$ )

Analizom je utvrđeno da varijabla V13, torakolumbalna ekstenzija ima malu ili neznatnu povezanost s varijablama V3, V5, V8, V9, te su navedene varijable, s obzirom na problem multikolinearnosti, pogodne za istraživanje višestruke regresije u objašnjavanju zavisne varijable (Tablica 36).

Tablica 36: Varijable s malom ili neznatnom vezom s torakolumbalnom ekstenzijom

$R^2$	Varijable		V3	V5	V8	V9	V13
0,25	V3	Omjer duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika	1,00				
0,31	V5	Omjer trajanja druge i prve faze koraka	0,19	1,00			
0,29	V8	Rotacija zdjelice	-0,09	-0,36	1,00		
0,26	V9	Torakolumbalna lateralna fleksija	-0,34	-0,44	0,32	1,00	
0,40	V13	Torakolumbalna ekstenzija	0,28	0,34	-0,44	-0,20	1,00

Napomena:  $R^2$  Koeficijent determinacije u jednostavnoj regresiji promatranih varijabli prema MRSRP

■ Mala povezanost - prihvatljivo

■ Neznatna povezanost

Prvi pokušaj višestruke regresije ukazao je na problem da su varijable V5 i V8 imale p-vrijednost veću od 0,05 te je V8 izostavljena, ali je varijabla V5, unatoč malo većoj p-vrijednosti (0,061) uvjetno zadržana, jer jedina bi bila izostavljena od 13 varijabli iz istraživanja temeljem višestruke regresije. Nakon redukcije modela i p-vrijednost za tu varijablu (V5) smanjena je ispod 0,05 te je nastala prihvatljiva regresija koja ima statistiku prikazanu u Tablici 37. Izračunate vrijednosti faktora inflacije varijance (1,10 za V3, 1,22 za V5, 1,33 za V9 i 1,38 za V13) su vrlo niske te se može zaključiti da ne postoji problem znatne multikolinearnosti prediktorskih varijabli. Imajući u vidu ciljeve ove disertacije te ograničenja uzorka ispitanika i provedenog istraivačkog postupka, može se procijeniti sljedeća jednadžba višestruke regresije fokusirana na prediktorsku varijablu pretklona/zaklona trupa i zdjelice:

$$RSRP_{\max 1} = 0,139 + 1,337 V3 + 0,267 V5 - 0,020 V9 + 0,011 V13 \quad (6)$$

Navedene nezavisne varijable objašnjavaju 64,1 % varijance zavisne varijable. Veličina učinka izračunata pomoću programa G\*Power je 1,79, a post-hoc statistička snaga za 4 prediktorske varijable je 1,00 što znači da je veličina uzorka zadovoljavajuća.

Tablica 37: Višestruka regresija na osnovi varijable torakolumbalne ekstenzije

a) osnovni pokazatelji regresije

Višestruki R	Koeficijent determinacije	Prilagođeni koeficijent determinacije	Standardna pogreška	Broj promatranja
0,818	0,669	0,641	0,228	52

b) analiza varijance

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Signifikantnost F</i>
Regresija	4	4,930	1,232	23,752	0,000
Rezidual	47	2,439	0,052		
Ukupno	51	7,369			

c) koeficijenti, p-vrijednosti i faktori inflacije varijance prediktorskih varijabli

	<i>Koeficijenti</i>	<i>Standardna pogreška</i>	<i>t-vrijednost</i>	<i>P-vrijednost</i>	<i>FIV-vrijednost</i>
Odsječak	0,139	0,383	0,362	0,719	
V3	1,337	0,364	3,671	0,001	1,10
V5	0,267	0,088	3,039	0,004	1,22
V9	-0,020	0,007	-2,745	0,009	1,33
V13	0,011	0,003	3,340	0,002	1,38



## 6. Rasprava

Ovo je istraživanje bilo fokusirano na maksimalnu silu reakcije podloge kao najznačajniji faktor nastanka ozljeda specifičnih za sportsko hodanje. Namjera ove disertacije bila je istražiti koje kinetičke i kinematičke varijable najbolje opisuju faktore utjecaja na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskim hodanjem. Istraživanje je imalo dva osnovna dijela. Prvi dio istraživanja bio je fokusiran na krivulje sila reakcije podloge, kao i pronalaženje mogućeg utjecaja zadržavanja intenziteta sile prema podlozi uoči odraza na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka nakon prednjeg kontakta s podlogom. Testirana je prva hipoteza ovog istraživanja, odnosno postoji li statistički značajna povezanost između sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka i maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja. Drugi dio istraživanja posvećen je testiranju druge osnovne hipoteze rada, a to je postojanje statistički značajne povezanosti promatranih kinematičkih varijabli i maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi sportskog hodanja. Provedena je kinematička analiza varijabli koje opisuju pokrete karakteristične za model sportskog hodanja i to duljine koraka i faze leta, odnosa duljina dviju faza koraka, fleksije i ekstenzije u gležnju, koljenu i kuku, zamaha rukama te torakolumbalne rotacije i fleksije odnosno ekstenzije. Uz posebnu pozornost posvećenu utjecaju brzine na promatranu zavisnu varijablu, provedena je detaljna analiza međuodnosa i zajedničkog utjecaja promatranih varijabli na maksimalnu silu reakcije podloge.

### 6.1. Analiza krivulja relativne sile reakcije podloge ispitanika

Grafički prikazi krivulja RSRP tijekom trajanja oslonca u sportskom hodanju vrlo su različiti, pri čemu kod početnika do nacionalno kvalitetnih juniora svi osim jednog imaju „M“ oblik krivulje s dva maksimuma i dugim zadržavanjem sile prema podlozi uoči odraza. Kod najbržih ispitanika prevladava „N“ oblik krivulje, s izraženim jednim maksimumom u prvoj fazi koraka i znatno manjim silama prema podlozi uoči odraza. Prosječna vrijednost MRSRP povećava se s brzinom kretanja ispitanika, ali ne linearno te uz znatne razlike između ispitanika. Tako čak jedan od ispitanika iz skupine juniora rekreativne razine ima veću vrijednost MRSRP nego jedan od ispitanika iz najbrže skupine međunarodne seniorske razine.

Najsporije tri skupine ispitanika imaju prosječno znatno nižu vrijednost MRSRP nego naprednije skupine. U skupini početnika u treningu hodanja oblik krivulja ispitanika međusobno je sličan te su nalik krivuljama za normalno hodanje s povećanjem RSRP vrlo

kasno, neposredno uoči odraza, što je tipično za način kretanja pri kojem su obje noge istovremeno u kontaktu s podlogom. Međutim, u četirima promatranim skupinama juniora vrlo je velika razlika oblika krivulja RSRP, kao i inteziteta MRSRP s dva osnovna modaliteta krivulja; vrlo velikom MRSRP u prvoj fazi koraka i izrazitim smanjenjem RSRP na početku zadnje trećine vremena kontakta s podlogom, odnosno umjerenom razinom MRSRP uz dugotrajno zadržavanje relativno velike RSRP u drugoj fazi koraka. Slične razlike u obliku krivulja i maksimalnim vrijednostima primjetne su i za 3 najbrže skupine ispitanika s međunarodno konkurentnim natjecateljskim rezultatima te između tih ispitanika postoje vrlo velike razlike MRSRP u rasponu od 172 % tjelesne težine do čak 264 % tjelesne težine, unatoč umjerenom rasponu brzine kretanja od 3,22 do 3,76 ms<sup>-1</sup>.

Rezultati provedenog istraživanja sugeriraju da će MRSRP u prvoj fazi koraka biti manja ako način kretanja više sliči normalnom hodanju, a ne trčanju, odnosno ako atletičar koji se kreće sportskim hodanjem zadrži znatan postotak sile u završnoj fazi koraka, manje će biti opterećenje na prednjoj nozi. Ranije objavljena istraživanja jasno su pokazala razlikovnost krivulja sila reakcije podloge sportskog hodanja u usporedbi s trčanjem i normalnim hodanjem (Cairns i sur., 1986). Kod trčanja oblik krivulje RSRP jest hiperbola s najvećom vrijednosti pri 50 % vremena kontakta, čemu je sličan „M“ oblik krivulje sportskog hodanja, koja je također hiperbola, ali asimetrična, s maksimalnom vrijednosti u prvoj trećini vremena kontakta (Norberg, 2015). „M“ oblik krivulje vertikalne komponente RSRP pri sportskom hodanju sličan je obliku krivulje normalnog hodanja s dva maksimuma, ali pri sportskom hodanju je intenzitet sile veći te je manje izraženo smanjenje sile između dvaju maksimuma (Cairns i sur., 1986). Za usporedbu s nalazima ostalih istraživanja, treba napomenuti da je većina najnovijih istraživanja zasebno promatrala tri komponente sile reakcije podloge, s glavnim fokusom na prevladavajuću vertikalnu komponentu (Hanley, 2014a; Hanley i Bissas, 2016; Pavei, Cazzola i sur., 2019), dok je u okviru ove disertacije sva analiza provedena temeljem indikatora ukupne sile reakcije podloge, tumačene kao zbroj svih sila koje određuju opterećenje tijekom dinamičkih gibanja. Razlog za taj fokus je činjenica da rizik od ozljeda nije povezan samo s vertikalnom komponentom RSRP, već i s drugim dvjema komponentama (Shelburne i dr., 2004). Određena usporedba moguća je procjenom ukupne RSRP temeljem objavljenih podataka o njezinim sastavnicama, kao i uslijed činjenice da je vertikalna komponenta dominantna po intezitetu i glavni čimbenik razlika oblika krivulja ukupnih sila reakcije podloge između pojedinih ispitanika. Fenton (1984) je identificirao „N“ oblik krivulje s jednim maksimumom u prvoj fazi koraka za 4 bolje utrenirana ispitanika te je pretpostavio da je njihov stil hodanja fluidniji i

napredniji jer nisu imali znatno smanjenje sile prema podlozi pri okomitoj poziciji oslonačne noge. Za 3 ispitanika opisao je „M“ oblik krivulje s jasnim drugim maksimumom u trenutku 75 % trajanja kontakta s podlogom. U toj studiji prosjek maksimuma ukupne sile reakcije podloge za svih 7 ispitanika Fenton nije objavio, ali se iz grafikona može procijeniti na 172 % TT što je relativno visoka vrijednost s obzirom na brzinu kretanja prosječno  $3,35 \text{ ms}^{-1}$ . Pritom je ukupna MRSRP za atletičare s „N“ oblikom krivulje bila oko 7,5 % veća nego za skupinu s „M“ oblikom. Prema nalazima istraživanja Pavei, Cazzola i sur. (2019), uz prosječnu znatno veću brzinu kretanja od  $4,17 \text{ ms}^{-1}$ , također je bitno veća ukupna MRSRP u prvoj fazi koraka za ispitanike s „N“ oblikom krivulje, (približno 198 % tjelesne težine), nego sa ispitanike s „M“ oblikom krivulje (približno 176 % tjelesne težine). U obje skupine s karakterističnim oblicima krivulja RSRP u toj studiji bili su zastupljeni sportaši vrlo različite razine rezultata pa su autori pretpostavili da je riječ o naučenom stilu hodanja, koji je specifičan, ovisno o treneru koji ih je učio tehniku i razvijao specifične motoričke sposobnosti za sportsko hodanje, ali u uzorku nisu imali dovoljno ispitanika koji su bili iz istih klubova pa nisu dokazali tu pretpostavku. Jurlin i suradnici (2023) su definirali indikator koji predstavlja numeričku interpretaciju oblika krivulje RSRP, izračunat kao omjer MRSRP u prvoj fazi koraka i RSRP pri 70 % trajanja kontakta s podlogom te ukazali da postoji statistički značajna razlika aritmetičkih sredina tog indikatora između dviju skupina od po 7 sportskih hodača iz dviju skupina, odnosno dviju zemalja, pri čemu taj indikator nije pod statistički značajnim utjecajem brzine kretanja ( $R^2 = 0,14$ ). S obzirom na bitne razlike u sadržaju treninga promatranih dviju skupina, kao i temeljem činjenice da je način kretanja sportskim hodanjem neprirodan te je nužno stručno vođenje pri učenju tehnike, autori su zaključili da je statistički značajna razlika prosjeka navedene varijable, kao i nekoliko drugih promatranih varijabli, pod utjecajem naučenog obrasca kretanja, odnosno stila hodanja karakterističnog za pojedine sportske skupine. Bitno je naglasiti da je ujednačenija krivulja RSRP (s manje izrazitom maksimalnom silom) korisna za učinkovitost hodanja zbog smanjenih fluktuacija brzine (Hanley i Bissas, 2013). Najbitniji razlog za kontrolu MRSRP-a u prvoj fazi koraka proizlazi iz zaključka da su uzrok najčešćih ozljeda u sportskom hodanju velike sile u fazi prednjeg kontakta kad je pravilima propisana ekstenzija u koljenom zglobu (Payne, 1978; Hanley, 2014b; Song i sur., 2013), a maksimalna sila u prvoj fazi koraka dokazana je i za ozljede pri vojničkom hodanju (Thijs i sur., 2007) i trčanju (Willems i sur., 2004; Burke i sur., 2021) pri čemu veliko značenje imaju sve tri komponente sile reakcije podloge (Napier i sur., 2018; Shimokochi i Shultz, 2008).

## 6.2. Analiza utjecaja kinetičkih varijabli na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka

Prosječna maksimalna ukupna relativna sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka svih ispitanika bila je 188,7 % tjelesne težine, u rasponu od 132 % do 249 %, pri čemu tri najsporije promatrane skupine ispitanika imaju znatno nižu prosječnu silu reakcije podloge nego naprednije skupine. Provedeno istraživanje potvrdilo je da je MRSRP znatno zavisna o *brzini kretanja ispitanika* ( $R^2 = 0,59$ ).

Ranija istraživanja utvrdila su vrijednosti MRSRP na razini 172 % tjelesne težine pri brzini  $3,35 \text{ ms}^{-1}$  (Fenton, 1984) i 198 % tjelesne težine za ispitanike s „N“ oblikom krivulje, odnosno 176 % tjelesne težine za ispitanike s „M“ oblikom krivulje, pri brzini kretanja  $4,17 \text{ ms}^{-1}$  (Pavei i sur., 2019). U istraživanju provedenom u okviru ove disertacije vrijednosti MRSRP za ispitanike koji su brzinom kretanja usporedivi s ispitanicima iz istraživanja Fentona (1984) (međunarodna juniorska razina s prosječnom brzinom kretanja  $3,32 \text{ ms}^{-1}$ ) imaju prosječnu razinu MRSRP od 197 % tjelesne težine. U provedenom istraživanju nije bilo ispitanika s brzinom kretanja usporedivom s istraživanjem Pavei i sur. (2019), a ispitanici iz najbrže skupine (međunarodna seniorska A razina) imali su znatno višu prosječnu vrijednost MRSRP, na razini 220 % tjelesne težine.

Jedinično povećanje MRSRP s povećanjem brzine u istraživanju u okviru ove disertacije iznosilo je čak 2,2. U referentnom istraživanju Pavei i sur. (2019) navode kako RSRP evidentno linearno raste s brzinom kretanja, ali nisu prikazali jednadžbu regresijskog pravca, niti rad sadrži tabelarno iskazane podatke. Iz grafikona se može procijeniti da je s povećanjem brzine za 50 % došlo do povećanja RSRP za 16 - 17 %. Međutim, nije riječ o izravno usporedivim relacijama, jer se u studiji u okviru ove disertacije povećanje brzine promatra između ispitanika, koji su se kretali zadanom brzinom, dok su Pavei i sur. (2019) promatrali povećanje brzine za pojedine atletičare, koji su zadržali svoj naučeni obrazac kretanja, odnosno intenzitet sile reakcije nije se intenzivno povećavao s povećanjem brzine, te se i oblik krivulja RSRP pojedinih ispitanika nije mijenjao s promjenom njihove brzine kretanja.

U ovom istraživanju je pokazano kako sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka značajno utječu na maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka. Provedena je analiza 9 odabranih pokazatelja koji opisuju sile reakcije podloge u intervalu 70 % do 90 % trajanja kontakta te su pronađene visoke vrijednosti koeficijentata determinacije. Istraženo je ima li izvedba druge faze koraka uz „zadržavanja sile“ na oslonačnoj nozi u drugoj fazi koraka

utjecaja na smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka. Navedeni izračuni koeficijenata determinacije linearne regresije učinjeni su za cjelokupni uzorak (26 ispitanika, odnosno 52 relacije – zasebno za svaku nogu) i to na način da se pomoću RSRP u drugoj fazi koraka svake noge objašnjava MRSRP kontralateralne noge. Koeficijent determinacije za linearnu regresiju zavisne varijable prema indikatorima omjera ukupne sile u jednom trenutku i prosječne sile tijekom cijelog kontakta velik za trenutke 70 % trajanja kontakta ( $R^2 = 0,54$ ) i 80 % trajanja kontakta ( $R^2 = 0,52$ ) te znatno manji u zadnjem promatranom trenutku 90 % trajanja kontakta ( $R^2 = 0,37$ ). Vrlo slična statistički snažna veza zabilježena je i za prosječne vrijednosti istovrsne varijable u intervalima od 70% - 80 %, 80% - 90 % i 70% - 90 % trajanja kontakta, pri čemu je također veza jača za raniji interval trajanja kontakta, kao i za cjelokupni interval od 70% - 90 % trajanja kontakta.

Vrijednosti koeficijenata determinacije za linearnu regresiju maksimalne RSRP prema indikatorima relativne sile u periodu 70 % - 80 % trajanja faze kontakta vrlo su visoke, u rasponu od 0,52 do 0,55. Varijabla omjera prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta važan je prediktor kriterijske varijable, a ima negativnu vrlo veliku povezanost s brzinom kretanja i trajanjem faze leta, što znači da se povećanjem brzine kretanja smanjuje mogućnost utjecaja na MRSRP u prednjem kontaktu zadržavanjem intenziteta RSRP u drugoj fazi koraka sportskog hodanja.

Povezanost sa zavisnom varijablom MRSRP u prvoj fazi koraka nešto je manja za pokazatelje veličine RSRP neposredno prije odraza, odnosno u intervalu 80 % do 90 % trajanja faze kontakta ( $R^2 = 0,44$ ) i u trenutku 90 % faze kontakta ( $R^2 = 0,38$ ). Koeficijent smjera regresijskog pravca za sve navedene varijable negativan je i na prosječnoj razini oko 2, što znači da se za svakih 1 % povećanja RSRP uoči odraza MRSRP u prednjem kontaktu može smanjiti za 2 %. Isti je smjer i vrlo je sličan nagib regresijskog pravca za varijablu omjera ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %, odnosno nagib krivulje RSRP u drugoj fazi koraka. Unatoč nešto slabijoj izravnoj vezi s kriterijskom varijablom, ova varijabla značajno doprinosi postotku objašnjavanja varijance te varijable u zajedničkom djelovanju s vodećim varijablama ukupne duljine koraka, kao i zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije. To ukazuje na značenje sporijeg smanjivanja RSRP-a uoči odraza za smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka sportskog hodanja. Ova varijabla ima negativnu veliku povezanost s brzinom kretanja i trajanjem faze leta ispitanika, što upućuje na manju mogućnost utjecaja ove varijable na kriterijsku varijablu pri većoj brzini kretanja.

Ti rezultati znače kako intenzitet sile reakcije podloge treba promatrati kao varijablu na koju se može utjecati, bez obzira što se ona povećava s brzinom kretanja, jer ima ispitanika koji se kreću relativno brzo uz umjerenu maksimalnu relativnu silu reakcije podloge, kao i ispitanika čija je brzina relativno manja, a imaju velike vrijednosti MRSRP. Opisane razlike oblika krivulje RSRP bile su i razlogom hipoteze testirane u istraživanju ove disertacije kako je tehničkom izvedbom druge faze koraka moguće značajno utjecati na maksimalnu RSRP u prvoj fazi koraka. Način kretanja sportskim hodanjem pod utjecajem je procesa učenja pojedinih tehničkih elemenata sportskog hodanja kao i razvijanja motoričkih sposobnosti koje omogućuju napredak sportskih rezultata uz izbjegavanje prekomjerne MRSRP. Jedini ranije objavljeni rad koji eksplicitno pronalazi vezu između sila pri odrazu i maksimalnih sila pri prednjem kontaktu (Hanley i Bissas, 2013) polazi od očuvanja energije uoči odraza što omogućava manje korištenje ekstenzora koljena te mišića koji kreiraju horizontalnu propulziju, što utječe na silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka. Međutim, iz objavljenih radova može se zaključiti da opisi dvaju karakterističnih oblika krivulja RSRP pri sportskom hodanju uključuju određenu međuzavisnost MSRP u fazi prednjeg kontakta i SRP uoči odraza, s obzirom da oblik krivulje i intenzitet MRSRP nisu u potpunosti definirani brzinom ili rezultatskom razinom ispitanika.

### **6.3. Analiza utjecaja duljine koraka, omjera faza koraka, kutova fleksije i ekstenzije stopala, koljena i kuka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka**

U ovom istraživanju pokazano je kako pokazatelji duljine koraka značajno utječu na maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka. MRSRP će biti manja ako su kraći ukupna duljina koraka, kao i njezine osnovne komponente (dvije faze oslonca i faza leta) te ako je relativno manji omjer trajanja druge i prve faze koraka. Pokazan je velik statistički utjecaj ne kriterijsku varijablu MRSRP pokazatelja trajanja faze leta ( $R^2 = 0,64$ ) i relativne ukupne duljine koraka ( $R^2 = 0,59$ ), a znatno manji za omjer trajanja druge i prve faze koraka ( $R^2 = 0,31$ ) te za pokazatelj relativne duljine koraka bez faze leta ( $R^2 = 0,25$ ).

Istraživanja veze duljine koraka i sila reakcije podloge u sportskom hodanju nisu brojna. Duljina koraka je, uz frekvenciju, osnovni parametar utjecaja na brzinu kretanja stoga je razumljivo da treningom treba utjecati na povećanje duljine koraka. Pokazana je umjerena korelacija duljine koraka, kao i omjera trajanja druge i prve faze koraka s rotacijom zdjelice (Gravestock i suradnici, 2019), što u potpunosti odgovara nalazima istraživanja u okviru ove

disertacije, koja su pokazala da ukupna duljina koraka ima pozitivnu korelaciju s pokazateljima rotacije zdjelice i torakolumbalnih fleksija / esktenzija u obje promatrane ravnine, ali i znatnu negativnu korelaciju s indikatorima RSRP u drugoj fazi koraka.

Varijable duljine koraka i trajanja faze leta su znatno međusobno povezane, kao i znatno pozitivno korelirane s brzinom kretanja ispitanika. Pritom je bitno da je veza s kriterijskom varijablom znatno manja za duljinu koraka bez faze leta nego za duljinu koraka koja uključuje fazu leta. To znači da treba nastojati povećavati duljinu koraka bez faze leta, a fazu leta treba ograničiti, ne samo uslijed nužnog pridržavanja pravila sportskog hodanja, nego i zbog smanjenja MRSRP, koja predstavlja rizik nastanka točno određenih ozljeda. U vezi s tim, bitni su nalazi istraživanja Witt i Gohlitz (2008) kako se na kinematiku sportskog hodanja može utjecati vrstom i sadržajem treninga.

Hanley i sur. (2019) zaključili su da se i pri razmjerno vrlo malim brzinama kretanja sportskim hodanjem ( $3,0 \text{ ms}^{-1}$ ) pojavljuje vrlo kratka faza leta prosječno 0,015 sekundi, a brzina kretanja sportskog hodanja pri kojoj se događa vidljiva faza leta (oko 0,04 sekunde) je približno  $3,9 \text{ ms}^{-1}$  za atletičare i  $3,6 \text{ ms}^{-1}$  za atletičarke. Utvrđeno je da veća brzina kretanja uzrokuje povećanje duljine koraka i trajanje faza leta, dok nema znatnog utjecaja brzine na ostale kinematičke varijable (Preatoni i sur., 2006). Hanley i Bissas (2016) su utvrdili da je vrijeme leta (prosječno 0,031 sekunda) statistički povezano s maksimalnom RSRP ( $R^2=0,47$ ), a faza leta povezana je s vertikalnom komponentom pri odrazu, koju je moguće smanjiti odgovarajućom tehničkom prilagodbom kuta fleksije koljena pri odrazu. Ti nalazi korespondiraju s nalazima studije Neumann i sur. (2008), koji su primjetili kako varijabla faze leta ima vrlo veliku varijabilnost između ispitanika, koja se dodatno povećava s pojavom zamora na treningu i natjecanjima.

S obzirom na obaveznu ekstenziju u koljenom zglobu tijekom prve faze koraka, pokret u drugim zglobnim sustavima ključan je za održanje brzine kretanja sportskim hodom jer noga postaje oslonac za torakolumbalnu rotaciju (Hanley i Bissas, 2017). Zato se kao ključna specifičnost biomehanike sportskog hodanja u literaturi (White i Winter, 1985; Hoga i suradnici, 2006) navodi moment sile u zglobu gležnja koji ima analognu funkciju zglobu koljena pri trčanju (Cairns i sur., 1986). Dorzalna fleksija pri prednjem kontaktu s podlogom povezana je s deceleracijom, odnosno anteriornom komponentom RSRP, a plantarna fleksija pri odrazu povezana je s akceleracijom i posteriornom komponentom RSRP (Cairns i sur., 1986; White i Winter, 1985). Kut fleksije i moment sila u gležnju snažno su povezani s brzinom kretanja. Nadalje, dokazana je (Hanley i Bissas, 2013) uloga ekstenzora zgloba kuka u

akceleraciji pri sportskom hodanju, jer postoji bitan prijenos energije s gležnja na kuk u prvoj fazi koraka s obzirom na pravilima definiranu ekstenziju u koljenom zglobu.

Za kutove stopala prema podlozi, kao i kutove fleksije i ekstenzije kuka i koljena nisu nađene značajne statističke veze s maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka pa ti pokazatelji nisu detaljnije istraživani.

#### **6.4. Analiza utjecaja torakolumbalne rotacije i zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka**

Provedeno istraživanje pokazalo je da na maksimalnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja skupine ispitanika značajno utječu rotacije i torakolumbalne fleksije / ekstenzije. Znatno je utjecaj rotacija zdjelice ( $R^2 = 0,29$ ), torakolumbarna lateralna fleksija ( $R^2 = 0,26$ ), a posebno je jak utjecaj zbroja navedenih dviju varijabli ( $R^2 = 0,42$ ). Zbog pravila o kontaktu s podlogom, vrlo bitan način povećanja duljine koraka (pored raspona pokreta gležnja) je izrazita rotacija zdjelice i to između  $35^\circ$  (Cairns i sur., 1986) i čak  $44^\circ$  (Murray i suradnici, 1983). Drake (2003) je pretpostavio da je nedostatna snaga i stabilnost trupa uzrok slabijeg raspona pokreta (fleksije/ekstenzije) kuka, što uzrokuje fazu leta pri sportskom hodanju. Stil sportskog hodanja uključuje vrlo snažan zamah rukama i torakolumbalnu rotaciju dvostruko veću nego pri normalnom hodanju (Murray i sur., 1983). To je i formalno potvrđeno (Hoga i suradnici, 2006), dodatkom da je rotacija zdjelice, poticana zamahom rukama i rotacijom trupa vrlo važna za povećanje propulzivne sile u zglobu kuka oslonačne noge. Pretpostavka je da će veća amplituda i kutna brzina torakolumbalne rotacije imati učinak pohranjivanja elastične energije te njeno pretvaranje u mehaničku energiju u kritičnom trenutku kontakta noge s podlogom i to u smjeru kretanja, odnosno s učinkom smanjenja ukupne relativne sile reakcije podloge, čija je dominantna komponenta vertikalna. Recentno istraživanje (Gravestock i sur., 2019) nije našlo korelaciju torakalne ni lumbalne rotacije i trajanja faze leta, s napomenom da su ispitanici bili vrhunski sportski hodači, koji su svi imali vrlo snažne mišiće trupa.

Za zamah rukama i torakalnu rotaciju u skupini ispitanika ove disertacije također nije dokazan značajan utjecaj na zavisnu varijablu - maksimalnu RSRP u prvoj fazi koraka, unatoč pretpostavci da će zamah rukama veće amplitude utjecati na smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka uslijed većeg rada gornjeg dijela tijela u kreiranju propulzivne sile, odnosno pretpostavljenog posljedičnog rasterećenja noge u prvoj fazi koraka. Nalazi istraživanja ove



disertacije sa znatnim amplitudama pokreta zamaha ruku i rotacije ramena i velikim razlikama između ispitanika suglasni su s nalazima navedenih studija.

Uloga trupa u trčanju, normalnom i sportskom hodanju prepoznata je u kineziološkoj znanosti, ali postoje problemi formaliziranja biomehaničkog značenja. Za normalni hod definirano je značenje zamaha rukama u uravnoteženju momenata zamašne noge oko vertikalne osi (Herr i Popovic, 2008). Snaga mišića ramena i trupa važna je za kreiranje optimalnog raspona pokreta nužnog za uravnoteženje pokreta zdjelice i nogu, pri čemu je zamah rukama u negativnoj korelaciji s frekvencijom koraka (Gravestock i sur., 2019). Također to potvrđuje i studija Pavei i La Torre (2016), koji su pokazali da se maksimum fleksije ramena i torakalne rotacije događa u trenutku odraza. Isti autori su pokazali kako je razlika između ispitanika u pokretima u zglobovima ruku i ramena znatno veća nego u ostalim zglobnim sustavima, jer sportski hodači imaju znatno veću slobodu pokreta gornjeg dijela tijela, dok su pokreti donjeg dijela tijela u velikoj mjeri definirani pravilima sportskog hodanja (Pavei i La Torre, 2016).

Pravilo sportskog hodanja o ekstenziji u koljenom zglobu u prvoj fazi koraka u velikoj mjeri eliminira vertikalnu komponentu kretanja i onemogućava akumuliranje elastične energije kao pri trčanju, ali i uzrokom je nagiba zdjelice na stranu zamašne noge, koji ima maksimum pri vertikalnoj poziciji oslonačne noge (Pavei i sur., 2014). Nagib zdjelice je oko  $7^\circ \pm 4^\circ$  pri brzini  $3,6 \text{ ms}^{-1}$  (Cairns i sur., 1986), što omogućuje nižu poziciju noge neposredno prije kontakta noge s podlogom, što reducira fazu leta i smanjuje vertikalnu komponente sile kojom će ta noga djelovati na podlogu u prednjem kontaktu. Istovremeno se događa ipsilateralni nagib toraksa te kralježnica ima S-formu, odnosno zamjetna je lateralna torakolumbalna fleksija (Phillips i Jensen, 1984).

## **6.5. Analiza utjecaja nagiba zdjelice i položaja trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge u prvoj fazi koraka**

Nagib zdjelice, odnosno torakolumbalna lateralna fleksija ima umjeren koeficijent determinacije ( $R^2 = 0,26$ ) u objašnjavanju MRSRP u prvoj fazi koraka, međutim zbroj kuta navedene lateralne fleksije i kuta rotacije zdjelice vrlo je dobar prediktor kriterijske varijable ( $R^2 = 0,42$ ). Ta varijabla ima veliku pozitivnu korelaciju s pokazateljem RSRP u drugoj fazi koraka što znači da je zadržavanje sile prema podlozi uoči odraza omogućeno istovremenom rotacijom zdjelice i njezinim nagibom. Također ta varijabla ima negativnu korelaciju s brzinom

kretanja i duljinom koraka što znači da je, temeljem promatranog uzorka ispitanika, opisani pokret teže ostvariti pri većoj brzini i uz veću duljinu koraka.

U istraživanju u okviru ove disertacije pokazano je da na kriterijsku varijablu MRSRP u prvoj fazi koraka značajno utječe torakolumbalna ekstenzija ( $R^2 = 0,40$ ), kao i njene obje komponente; zaklon trupa ( $R^2 = 0,39$ ) i pretklon zdjelice ( $R^2 = 0,27$ ). Prosječni pretklon zdjelice ispitanika bio je  $7,4^\circ \pm 5,2^\circ$ , a prosječni zaklon trupa  $10,2^\circ \pm 7,6^\circ$ , što je vrlo slično kao i za citirano istraživanje (Gravestock i sur., 2019) koje je ukazalo na identičan kut pretklona zdjelice i zaklona trupa od prosječno  $11^\circ$ . Navedeno istraživanje je naglasilo značenje snage abdominalnih mišića u smanjenju torakolumbalne ekstenzije. Jurlin i sur. (2023) su zaključili da postoji statistički značajna razlika aritmetičkih sredina indikatora pretklona zdjelice i zaklona trupa (čiji zbroj odgovara kutu torakolumbalne ekstenzije) između dviju skupina od po 7 sportskih hodača te zaključili da su njihove velike razlike pod utjecajem naučenog obrasca kretanja, odnosno stila hodanja karakterističnog za sportske skupine. U svakom slučaju je vrlo važno postići uspravan položaj trupa mladih atletičara u ranoj fazi usvajanja tehnike, jer izraženije stanje lordoze ili kifoze otežava usvajanje tehnike kretanja koja uključuje torakolumbalnu rotaciju. Istraživanje u okviru ove disertacije ukazalo je da torakolumbalna ekstenzija ima veliku pozitivnu korelaciju s brzinom kretanja i ukupnom duljinom koraka promatrane skupine ispitanika.

## **6.6. Analiza zajedničkog djelovanja prediktorskih varijabli**

Za detaljniju analizu zajedničkog djelovanja na kriterijsku varijablu (MRSRP u prvoj fazi koraka sportskog hodanja) odabrano 6 varijabli koje su u jednostavnoj regresiji objašnjavale više od 40 % varijance te varijable. Među njima bile su dvije kinetičke varijable: brzina kretanja ispitanika ( $R^2 = 0,59$ ) i omjer sile u intervalu 70 % - 80 % i sile u cjelokupnom trajanju faze kontakta ( $R^2 = 0,55$ ). Ostalih 4 varijable bile su kinematičke: omjer ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika ( $R^2 = 0,59$ ), trajanje faze leta ( $R^2 = 0,64$ ), zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije ( $R^2 = 0,42$ ) i torakolumbalna ekstenzija ( $R^2 = 0,40$

U dostupnoj literaturi nisu opisana istraživanja zajedničkog djelovanja više varijabli na relativnu silu reakcije podloge pri sportskom hodanju.

## **Kinetičke varijable**

Varijabla omjera prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju faze kontakta samostalno objašnjava 55 % varijance kriterijske varijable, a u zajedničkom djelovanju s varijablom torakolumbalne ekstenzije koeficijent determinacije znatno je veći ( $R^2 = 0,66$ ) što se može intepretirati da je za smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka moguće i poželjno istovremeno povećati silu prema podlozi u fazi odraza i smanjiti torakolumbalnu ekstenziju.

Brzina kretanja ispitanika, koja samostalno objašnjava 59 % varijance kriterijske varijable, u zajedničkom djelovanju s varijablama rotacije zdjelice i i torakolumbalne ekstenzije ima znatno veći koeficijent determinacije ( $R^2 = 0,72$ ), što se može interpretirati da je za smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka moguće i poželjno smanjiti brzinu kretanja, povećati rotaciju zdjelice i povećati pretklon (odnosno smanjiti zaklon) trupa.

## **Kinematičke varijable**

Ukupna duljina koraka samostalno objašnjava 59% varijance zavisne varijable, a u zajedničkom djelovanju s varijablama s kojima nije znatno statistički povezana ima koeficijent deteterminacije  $R^2 = 0,73$ , što se može intepretirati da je smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka moguće skraćanjem koraka, povećanjem rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije te smanjenjem pretklona zdjelice. Također je smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka moguće smanjenjem trajanja faze leta uz smanjenje torakolumbalne ekstenzije i povećanje rotacije zdjelice uz koeficijent determinacije  $R^2 = 0,75$ . Varijabla omjera trajanja dviju faza koraka ima umjerenu vrijednost koeficijenta determinacije u jednostavnoj regresiji prema kriterijskoj varijabli ( $R^2 = 0,31$ ), međutim u zajedničkom djelovanju s varijablama s kojima nije znatno statistički povezana ima koeficijent deteterminacije  $R^2 = 0,64$ , što se može intepretirati da je smanjenje MRSRP u prvoj fazi koraka moguće smanjenjem omjera druge i prve faze koraka, smanjenjem duljine koraka, smanjenjem torakolumbalne ekstenzije i povećanjem torakolubalne lateralne fleksije. Varijabla zbroja rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije u zajedničkom djelovanju prema kriterijskoj varijabli, zajedno s varijablama s kojima nije snažno povezana (pretklon / zaklon trupa i omjer RSRP na kraju i početku intervala od 70 % do 80 % trajanja kontakta) objašnjava čak 71,1 % varijance MRSRP u prvoj fazi koraka.

## 7. Zaključak o prihvaćanju ili odbacivanju postavljenih hipoteza

S obzirom na postavljene ciljeve ove disertacije istražene su dvije osnovne hipoteze te se zaključuje o njihovom prihvaćanju kako slijedi:

**H01: postoji statistički značajna povezanost između sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja**

*Prihvaća se hipoteza u potpunosti sa sljedećim obrazloženjem:*

Na smanjenje sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja vrlo velik utjecaj ima postizanje veće sile reakcije podloge u drugoj fazi koraka. Varijabla omjera prosječne RSRP u intervalu 70 % - 80 % i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju kontakta s podlogom samostalno objašnjava 55 % varijance kriterijske varijable, a u zajedničkom djelovanju sa varijablom torakolumbalne ekstenzije objašnjava 66 % varijance kriterijske varijable. Nešto manji, ali ipak statistički bitan je utjecaj nagiba krivulje RSRP u drugoj fazi koraka u istom intervalu 70 % do 80 % trajanja kontakta, jer iako ova varijabla objašnjava samo 35 % varijance maksimalne RSRP u prvoj fazi koraka, bitna je u zajedničkom djelovanju s varijablama zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije i pretklona/zaklona trupa ( $R^2 = 0,71$ )

**H02: postoji statistički značajna povezanost promatranih kinematičkih varijabli i sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja.**

*Djelomično se prihvaća hipoteza sa sljedećim obrazloženjem:*

Na sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja značajno utječe duljinski i vremenski omjer druge i prve faze koraka, trajanje faze leta, kao i ukupna duljina koraka u odnosu na duljinu nogu ispitanika. Ukupna duljina koraka u zajedničkom djelovanju s varijablama rotacije zdjelice, torakolumbalne lateralne fleksije te pretklona / zaklona zdjelice ima koeficijent deteterminacije  $R^2 = 0,73$  u objašnjavanju varijance kriterijske varijable. Trajanje faze leta u zajedničkom djelovanju s varijablama torakolumbalne ekstenzije i rotacije ima koeficijent determinacije  $R^2 = 0,75$ . Varijabla omjera trajanja dviju faza koraka u zajedničkom djelovanju s varijablama duljine koraka, torakolumbalne ekstenzije i torakolumbalne lateralne fleksije ima koeficijent deteterminacije  $R^2 = 0,64$ ,

Na sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka sportskog hodanja vrlo značajno utječe zbroj kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije, kao i torakolumbalna

ekstenzija. Varijabla zbroja rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije u zajedničkom djelovanju s varijablama pretklon / zaklon trupa i omjer RSRP na kraju i početku intervala od 70 % do 80 % trajanja kontakta) ima koeficijent determinacije  $R^2 = 0,71$  u višestrukoj regresiji s kriterijskom varijablom MRSRP u prvoj fazi koraka. Torakolumbalna ekstenzija u zajedničkom djelovanju s varijablama duljine koraka bez faze leta, omjera trajanja dviju faza koraka i torakolumbalne lateralne fleksije ima koeficijent determinacije  $R^2 = 0,64$  u višestrukoj regresiji s kriterijskom varijablom MRSRP u prvoj fazi koraka.

Za kutove stopala prema podlozi te kutove fleksije i ekstenzije kuka i koljena, kao niti za zamah rukama i torakalnu rotaciju nisu nađene značajne statističke veze s maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka.

## 8. Znanstveni i praktični doprinos istraživanja, ograničenja uzorka i korištenih metoda

Svrha provedenog istraživanja bila je unaprijediti znanstvenu osnovu treninga sportskog hodanja, temeljem biomehaničke analize kretanja na uzorku od 26 ispitanika – aktivnih natjecatelja i početnika u hodanju u dobi od 13 do 37 godina iz četiriju zemalja. Cilj istraživanja bio je definirati pokazatelje kvalitetne tehnike sportskog hodanja, utvrđivanjem utjecaja odabranih kinetičkih i kinematičkih varijabli na maksimalne relativne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka. Planiranje i programiranje treninga mladih sportaša mora biti zasnovano na znanstvenim spoznajama, a posebice s obzirom na glavnu svrhu treninga, odnosno zdrav razvitak mladih sportaša. U pogledu biomehanike sportskog hodanja to znači fokus na prevenciju ozljeda koje su specifične za način kretanja sukladan definiciji u atletskim pravilima. Pritom pravilo o kontaktu s podlogom povoljno utječe na smanjenje rizika ozljeda jer su sile pri hodanju manje nego pri trčanju, pravilo o ekstenziji u koljenom zglobu u prvoj fazi koraka povezano je s ozljedama u zglobu koljena te dorzalnim mišićima i vezivnom tkivu natkoljenice. Objavljeni radovi jasno upućuju da je u toj fazi koljeno sportskih hodača u hiperkstenziji te je veličina sile prema podlozi važan čimbenik nastanka ozljeda. Ova disertacija, kao i ranije objavljeni radovi, pokazala je da postoje velike individualne razlike između maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka, a na krivulju sile reakcije podloge može se utjecati učenjem tehnike hodanja.

Osnovna ideja provedene analize bila je postići praktične primjenjivosti nalaza znanstvenih analiza - identifikaciju načina postizanja svrhe treninga, uz cilj smanjenja maksimalne sile reakcije podloge zbog prevencije ozljeda. Fokus je bio na 6 najznačajnijih varijabli, za koje su promatrani utjecaji na kriterijsku varijablu istovremeno s ostalim bitnim varijablama, s idejom da je moguć utjecaj na smanjenje maksimalne sile reakcije podloge promjenom tehničke izvedbe koju istovremeno opisuje više varijabli. Tako je pokazano da je smanjenje maksimalne sile reakcije podloge moguće postići na sljedeće načine:

- smanjenjem brzine kretanja, uz povećanje rotacije zdjelice i povećanje pretklona trupa;
- skraćanjem (relativne) duljine koraka, uz povećanje omjera ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %, povećanje rotacije i smanjenje pretklona zdjelice i povećanje torakolumbalne lateralne fleksije;
- smanjenjem trajanja faze leta, uz povećanje rotacije zdjelice i uspravniji položaj trupa;

- povećanjem sile reakcije podloge u intervalu 70 % - 80% trajanja faze kontakta uz smanjenje udjela anteriorno-posteriorne komponente RSRP i smanjenje torakolumbalne ekstenzije;
- povećanjem zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije uz povećanje pretklona trupa i povećanje omjera ukupne RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %;
- smanjenjem torakolumbalne ekstenzije uz smanjenje duljine koraka i omjera trajanja druge i prve faze koraka, i povećanje rotacije zdjelice.

Pojednostavljeno i pregledno osnovni se nalazi istraživanja mogu prikazati shematski u Tablici 38.

Tablica 38: Osnovne grupe varijabli s velikim utjecajem na MRSRP u prvoj fazi koraka

Faza leta (0,75)		Brzina (0,72)		MRSRP u 2. fazi (0,71)		Rotacija i nagib zdjelice (0,71)		Torakolumbalna ekstenzija (0,64)	
Varijable	R <sup>2</sup>	Varijable	R <sup>2</sup>	Varijable	R <sup>2</sup>	Varijable	R <sup>2</sup>	Varijable	R <sup>2</sup>
Kraće trajanje faze leta	<b>0,64</b>	Manja brzina kretanja	<b>0,59</b>	Veći udjel RSRP u intervalu 70 % - 80 % u ukupnoj RSRP	<b>0,55</b>	Veća rotacija zdjelice i torakolumbalna lateralna fleksija	<b>0,42</b>	Manja torakolumbalna ekstenzija	<b>0,40</b>
Manja torakolumbalna ekstenzija	<b>0,40</b>	Smanjenje zaklona trupa	<b>0,39</b>	Manja torakolumbalna ekstenzija	<b>0,40</b>	Smanjenje zaklona trupa	<b>0,39</b>	Manji omjer trajanja druge i prve faze koraka	<b>0,31</b>
Veća rotacija zdjelice	<b>0,29</b>	Veća rotacija zdjelice	<b>0,29</b>			Povećanje omjera RSRP na kraju i početku intervala 70 % - 80 %	<b>0,35</b>	Veća rotacija zdjelice	<b>0,29</b>
								Kraći korak	<b>0,25</b>

*Napomene: U zaglavlju su u zagradama prikazani koeficijenti determinacije višestrukih regresija. Plavom, zelenom i narančastom bojom označene su varijable koje se pojavljuju više puta u promatranim višestrukim regresijama.*

Nalaze provedenog istraživanja, kao i problemskog prikaza rezultata prethodnih istraživanja, moguće je interpretirati na način da je za smanjenje maksimalne sile u prvoj fazi koraka pri sportskom hodanju osobito važno povećati silu prema podlozi u drugoj fazi koraka, smanjiti trajanje faze leta, smanjiti torakolumbalnu ekstenziju, a povećati rotaciju zdjelice i torakolumbalnu lateralnu fleksiju te osigurati da je brzina kretanja sportaša u granicama u

kojima razvoj njihovih motoričkih sposobnosti omogućava način kretanja koji opisuju navedene varijable. U određenoj se mjeri to odnosi i na varijablu trajanja faze leta jer nju nije moguće izravno smanjiti, nego vođenjem trenažnog procesa na način da se utječe na varijable koje imaju za posljedicu prekomjernu fazu leta, kako zbog pridržavanja pravila sportskog hodanja, tako i zbog smanjenja rizika ozljeda, odnosno maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka, koja je regresijski povezana s trajanjem faze leta.

Ukoliko je funkcija cilja treninga mladih zasnovana na ideji prevencije ozljeda, čije je nastajanje dokazano povezano s maksimalnom silom reakcije podloge u prvoj fazi koraka, model koji preporučuje ova disertacija polazi upravo od osnovne preporuke - smanjenja brzine kretanja:

- brzina kretanja mladih atletičara u početnom treningu sportskog hodanja ne smije se povećavati dok se ne razviju motoričke sposobnosti i tehničke vještine koje omogućuju povećanje brzine kretanja na način da se što manje povećava maksimalna sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka.

Naravno, pitanje je kako postići povećanje brzine kretanja a da se ima pod kontrolom maksimalna sila reakcije podloge u prvoj fazi koraka. U okviru varijabli koje imaju znatan utjecaj na zavisnu varijablu prema nalazima ove disertacije, s obzirom na to da su pokazane vrlo snažne veze između trajanja faze leta i zavisne varijable, osnovna ideja rješenja problema bila bi smanjiti trajanje faze leta, na što upućuje sljedeća preporuka:

- duljina koraka mladih atletičara u naprednom treningu sportskog hodanja ne smije se povećavati na način koji uključuje fazu leta.

S obzirom na nalaze relevantnih istraživanja biomehanike sportskog hodanja, ova disertacija, u okviru ograničenja uzorka ispitanika i primjenjenih metoda istraživanja, upućuje na moguće veze ključnih parametara biomehanike hodanja i maksimalne sile reakcije podloge te se temeljem toga može konsturirati sljedeća preporuka:

- za smanjenje maksimalne sile u prvoj fazi koraka pri sportskom hodanju osobito je važno povećati silu prema podlozi u drugoj fazi koraka, postići optimalnu rotaciju zdjelice i torakolumbalnu lateralnu fleksiju te smanjiti torakolumbalnu ekstenziju.

**Znanstveni doprinos** provedenog istraživanja očituje se u unaprjeđenju procjene kvalitete sportskog hodanja primjenom kinetičke i kinematičke analize. Provedeno istraživanje ima i pragmatičan doprinos u izradi znanstveno utemeljenih preporuka u metodici poučavanja



tehnike sportskog hodanja. Rezultati ovog istraživanja doprinose poboljšanju procjene rizika preopterećenja ligamenata, mišića i zglobova u sportskom hodanju primjenom analize sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka prilikom različitih amplituda pokreta nogu, zdjelice, trupa i ruku. Pomoću analize velike količine podataka prikupljenih laboratorijskim mjerenjem identificirane su ključne amplitude pokreta nogu, zdjelice, trupa i ruku važne za optimalnu učinkovitost sportskog hodanja uz relativno manje maksimalne sile reakcije podloge u prvoj fazi koraka.

Nalazi i zaključci provedenog istraživanja pod utjecajem su ograničenja uzorka i metodološkog pristupa. Istraživanje je provedeno na heterogenom uzorku veličine 26 ispitanika sportskih hodača iz četiriju zemalja, u dobi od 13 do 37 godina, s 1/3 udjelom muškog spola. Međutim, sva mjerenja provedena su bilateralno, što je omogućilo regresijske analize s 52 frekvencije uzorka. Više od polovice ispitanika sudjelovalo je na međunarodnim natjecanjima u hodanju, ali je dio ispitanika bio u rekreativnom ili početnom treningu sportskog hodanja. Iako je heterogenost uzorka prednost jer je povećala varijancu ključnih indikatora, pored uobičajene normalizacije kinetičkih indikatora prema težini tijela, vodilo se računa da se kao bitne varijable odaberu one s prihvatljivim statističkim vrijednostima za oba spola. Problem različitih sposobnosti ispitanika i njihove znatno različite natjecateljske brzine pri kojoj su provođena mjerenja adresiran je definiranjem brzine kao prediktorske varijable u zajedničkom djelovanju na kriterijsku varijablu s ostalim prediktorskim varijablama.

Ipak, s obzirom na ograničenja veličine i nehomogenosti uzorka, može se preporučiti nastavak istraživanja s novim ispitanicima s istim osnovnim metodološkim pristupom te fokusom na varijable koje su ovim istraživanjem definirane kao relevantne. Također bi imalo smisla okupiti ispitanike koji i nadalje aktivno treniraju sportsko hodanje i provesti longitudinalno istraživanje ključnih pokazatelja biomehanike njihovog kretanja kako bi se istražilo je li s vremenom došlo do određenih promjena. Posebice bi bilo poželjno anketno utvrditi jesu li ispitanici u razdoblju od 3 godine nakon istraživanja imali ozljede tipične za sportsko hodanje te usporediti te informacije s nalazima ovog istraživanja. Ima prostora i za nastavak istraživanja s fokusom na primjećene znatne razlike u ključnim pokazateljima s obzirom na pripadnost različitim sportskim skupinama odnosno klubovima, po mogućnosti uz prikupljanje dodatnih podataka o načinima i sadržaju njihovog treninga.

## 9. Popis literature:

- Bartlett, R., Wheat, J. i Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, 6(2), 224–243. <https://doi.org/10.1080/14763140701322994>
- Burke, A., Dillon, S., O'Connor, S., Whyte, E. F., Gore, S. i Moran, K. A. (2021). Risk factors for injuries in runners: A systematic review of foot strike technique and its classification at impact. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(9), 232596712110202. <https://doi.org/10.1177/23259671211020283>
- Cairns, M. A., Burdett, R. G., Pisciotta, J. C. i Simon, S. R. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Med Sci Sports Exerc*, 18(4), 446–453.
- Charmant, J. (2006). *Kinovea* (Verzija 0.8.15). Preuzeto s <https://www.kinovea.org/>.
- Cohen, L. (1992). A power primer. *Psychological bulletin*, 112(1), 155–159. <https://doi.org/10.1037//0033-2909.112.1.155>
- De Angelis, M. i Menchinelli, C. (1992). Times of flight, frequency and length of stride in race walking. U Rodano, R. (ur.), *Proceedings of the 10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS 1992)*. (str. 85-88). Milano, Italija: Edi-Ermes.
- Donà, G., Preatoni, E., Cobelli, C., Rodano, R. i Harrison, A. J. (2009). Application of functional principal component analysis in race walking: An emerging methodology. *Sports biomechanics*, 8(4), 284–301. <https://doi.org/10.1080/14763140903414425>
- Fenton, R. M. (1984). Race walking ground reaction forces. U: J. Terauds i sur. (ur.), *Proceedings of the II International Symposium on Biomechanics in Sports* (str. 61-70). Del Mar, CA: Academic Publishers, 61-70.
- Francis, P. R., Richman, N. M. i Patterson, P. (1998). Injuries in the sport of racewalking. *Journal of Athletic Training*, 33(2), 122-129.
- Gravestock, H. J., Tucker, C. B. i Hanley, B. (2021). The Role of upper body biomechanics in elite racewalkers. *Frontiers in sports and active living*, 3, 702743. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.702743>
- Gruber, A. H., Edwards, W. B., Hamill, J., Derrick, T. R. i Boyer, K. A. (2017). A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & posture*, 56, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.037>
- Hanley, B. (2014a). *Biomechanical Analysis of Elite Race Walking* (doktorski rad). Leeds Metropolitan University. Preuzeto s [Brian Hanley PhD thesis Biomechanics of elite race walking.pdf \(leedsbeckett.ac.uk\)](https://www.leedsbeckett.ac.uk/brian-hanley-phd-thesis-biomechanics-of-elite-race-walking.pdf)
- Hanley, B. (2014b). Training and injury profiles of international race walkers. *New Studies in Athletics*, 29(4), 17-23.
- Hanley, B. i Bissas, A. (2013). Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1222–1232. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.777763>
- Hanley, B. i Bissas, A. (2014). Biomechanical analysis of leg asymmetry in young international race walkers. *New Studies in Athletics*, 27(1/2), 57-63.

- Hanley, B. i Bissas, A. (2016). Ground reaction forces of Olympic and World Championship race walkers. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 50–56. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.984769>
- Hanley, B., Bissas, A. i Drake, A. (2011). Kinematic characteristics of elite men's and women's 20 km race walking and their variation during the race. *Sports biomechanics*, 10(2), 110–124. <https://doi.org/10.1080/14763141.2011.569566>
- Hanley, B., Bissas, A. i Merlino, S. (2020). Men's and women's World Championship marathon performances and changes with fatigue are not explained by kinematic differences between footstrike patterns. *Frontiers in sports and active living*, 2, 102. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00102>
- Hanley, B., Drake, A. i Bissas, A. (2011). Ground reaction forces of national level race walkers. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11(S2), 511-514.
- Hanley, B., Tucker, C., B. i Bissas, A. (2019). Assessment of IAAF racewalk judges' ability to detect legal and non-legal technique. *Frontiers in sports and active living*, 1, 9. <https://doi.org/10.3389/fspor.2019.00009>
- Herr, H. i Popović, M. (2008). Angular momentum in human walking. *The Journal of experimental biology*, 211(Pt 4), 467–481. <https://doi.org/10.1242/jeb.008573>
- Hoga, K., Ae, M., Enomoto, Y., Yokozawa, T. i Fujii, N. (2006). Joint torque and mechanical energy flow in the support legs of skilled race walkers. *Sports biomechanics*, 5(2), 167–182. <https://doi.org/10.1080/14763140608522872>
- Jurlin, K., Babić, V. i Dolenc, A. (2023). Is the racewalking biomechanics significantly influenced by coaching? *Kinesiologia Slovenica*, 29(2), 50–67. <https://doi.org/10.52165/kinsi.29.2.50-67>
- Kline, R. B. (2023). *Principles and Practice of Structural Equation Modeling*. New York: The Guilford Press.
- Murray, M. P., Guten, G. N., Mollinger, L. A. i Gardner, G. M. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic race walkers. *The American journal of sports medicine*, 11(2), 68–74. <https://doi.org/10.1177/036354658301100204>
- Napier, C., MacLean, C. L., Maurer, J., Taunton, J. E. i Hunt, M. A. (2018). Kinetic risk factors of running-related injuries in female recreational runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(10), 2164–2172. <https://doi.org/10.1111/sms.13228>
- Neumann, H. F., Krug, J. i Gohlitz, D. (2008). Influence of fatigue on race walking stability. U: Y. H. Kwon, J. Shim, J. K. Shim i I. S. Shin (ur.), *Proceedings of the XVII International Symposium in Sports* (str. 428-431). Seoul: Seoul National University.
- Norberg, J. D. (2015). *Biomechanical analysis of race walking compared to normal walking and running gait* (doktorski rad). Kentucky, SAD: University of Kentucky. Preuzeto s [https://uknowledge.uky.edu/khp\\_etds/20](https://uknowledge.uky.edu/khp_etds/20)
- Norkin, C. C. i White, D. J. (2016). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry*. Philadelphia: Davis Company.
- Ó Catháin, C. P., Richter, C. i Moran, K. (2022). Can directed compliant running reduce the magnitude of variables associated with the development of running injuries? *Journal of strength and conditioning research*, 36(3), 772–780. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003522>

- Padulo, J., Annino, G., D'Ottavio, S., Vernillo, G., Smith, L. i Migliaccio, G., M. (2013). Footstep analysis at different slopes and speeds in elite race walking. *Journal of strength and conditioning research*, 27(1), 125–129. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182541eb3>
- Patil, S., Steklov, N., Bugbeem W. D., Goldberg, T., Colwell, C. W. Jr. i D'Lima, D. D. (2013). Anti-gravity treadmills are effective in reducing knee forces. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 31(5), 672–679. <https://doi.org/10.1002/jor.22272>
- Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A. i Minetti, A., E. (2014). The biomechanics of race walking: literature overview and new insights. *European journal of sport science*, 14(7), 661–670. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.878755>
- Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A. i Minetti, A. (2019). Race walking ground reaction forces at increasing speeds: a comparison with walking and running. *Symmetry* 11(7), 873. <https://doi.org/10.3390/sym11070873>
- Pavei, G. i La Torre, A. (2016). The effects of speed and performance level on race walking kinematics. *Sports Sci. Health*, 12, 35–47. <https://doi.org/10.1007/s11332-015-0251-z>
- Payne, A. H. (1978). A comparison of the ground forces in race walking with those in normal walking and running. U E. Asmussen, K. Jorgensen (ur.), *Biomechanics VI-A* (str. 293-302). Baltimore: University Park Press.
- Phillips, S. J. i Jensen, J. L. (1984). Kinematics of race walking. U J. Terauds, K. Barthels, E. Kriegbaum, R. Mann, J. Crakes (ur.), *Proceedings of the II International Symposium on Biomechanics in Sports* (str. 71-80). Del Mar, CA: Academic Publishers.
- Preatoni, E., La Torre, A. i Rodano, R. (2006). A biomechanical comparison between racewalking and normal walking stance phase. U H. Schwameder i sur. (ur.), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (str. 1-4). Salzburg: Univ. Press.
- Preatoni, E., La Torre, A., Santambrogio, G. C., i Rodano, R. (2010). Motion analysis in sports monitoring techniques: assessment protocols and application to racewalking. *Medicina dello Sport* 63(3), 327–342.
- Song, Q., Ding, Z., Mao, D., Zhang, C. i Sun, W. (2013). Biomechanics and injury risk factors during race walking. ISBS - Conference Proceedings Archive. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/5580>
- Shelburne, K. B., Pandey, M. G., Anderson, F. C. i Torry, M. R. (2004). Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *Journal of biomechanics*, 37(6), 797–805. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.10.010>
- Shimokochi, Y. i Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*, 43(4), 396–408. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>
- Thijs, Y., Van Tiggelen, D., Roosen, P., De Clercq, D. i Witvrouw, E. (2007). A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 17(6), 437–445. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31815ac44f>
- Trowell, D., Vicenzino, B., Saunders, N., Fox, A. i Bonacci, J. (2020). Effect of strength training on biomechanical and neuromuscular variables in distance runners: a systematic

- review and meta-analysis. *Sports medicine*, 50(1), 133–150.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-019-01184-9>
- Tucker, C. B. i Hanley, B. (2017). Gait variability and symmetry in world-class senior and junior race walkers. *Journal of sports sciences*, 35(17), 1739–1744.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1235793>
- White, S. C. i Winter, O. (1985) Mechanical power analysis of the lower limb musculature in racewalking. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(1), 15-24  
<https://doi.org/10.1123/ijsb.1.1.15>
- Willems, T. M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A. i Witvrouw, E. (2004). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait & posture*, 23(1), 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.12.004>
- Winter, D. A. (1979). *Biomechanics of human movement*. Wiley, New York.
- Witt, M. i Gohlitz, D. (2008). Changes in race walking style followed by application of additional loads. U Kwon, Y. H., Shim, J., Shim, J. K. i Shin, I. S. (ur.), *Proceedings of the XXVI International Symposium on Biomechanics in Sports*. (str. 604-607). Seoul – Korea: Seoul National University.
- World Athletics (2019). Technical Rules. U *Book of Rules*. World Athletics. Preuzeto s: <https://worldathletics.org/about-iaaf/documents/book-of-rules>
- Yu, L., Mei, Q., Xiang, L., Liu, W., Mohamad, N.I., István, B., Fernandez, J. i Gu, Y. (2021). Principal component analysis of the running ground reaction forces with different speeds. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 629809.  
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.629809>

## 10. Popis slika:

Slika 1: Prikaz ključnih faza tehnike sportskog hodanja.....	3
Slika 2: Sile reakcije podloge pri trčanju, normalnom hodanju i sportskom hodanju .....	8
Slika 3: Relativne sile reakcije podloge pri sportskom hodanju za dvije skupine ispitanika.....	9
Slika 4: Krivulje relativnih sila reakcije podloge (RSRP) izmjerene za dva ispitanika.....	27
Slika 5: Teleskopski goniometar Baseline XTender HiRes 360° ISOM .....	39
Slika 6: Shematski prikaz mjernog polja.....	40
Slika 7: Postupak reduciranja rezultata mjerenja na uzorak korišten za analizu.....	43
Slika 8: Omjer MRSRP u prvoj fazi koraka lijeve i desne noge ispitanika .....	44
Slika 9: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna A razina ispitanika .....	48
Slika 10: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna B razina ispitanika .....	48
Slika 11: Relativna sila reakcije podloge – međunarodna C razina ispitanika .....	49
Slika 12: Relativna sila reakcije podloge – nacionalno kvalitetni juniori i mlađi seniori.....	49
Slika 13: Relativna sila reakcije podloge – juniori srednja razina .....	50
Slika 14: Relativna sila reakcije podloge – juniori rekreativna razina.....	50
Slika 15: Relativna sila reakcije podloge – ispitanici u početnom treningu hodanja.....	51
Slika 16: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 70 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	53
Slika 17: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	54
Slika 18: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) u trenutku 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	55
Slika 19: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 70 % - 80 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	56
Slika 20: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 80 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP tijekom kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	57
Slika 21: Utjecaj omjera relativne sile reakcije podloge (RSRP) na kraju i početku intervala 70 % - 80 % trajanja kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP). .....	58
Slika 22: Utjecaj omjera prosječne relativne sile reakcije podloge (RSRP) u intervalu 70 % - 90 % trajanja kontakta i prosječne RSRP u cjelokupnom trajanju kontakta na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	59
Slika 23: Utjecaj brzine kretanja ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP).....	60

Slika 24: Utjecaj omjera ukupne duljine koraka i duljine nogu ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	62
Slika 25: Utjecaj trajanja faze leta ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSRP). .....	63
Slika 26: Utjecaj omjera duljine koraka (bez faze leta) i duljine nogu ispitanika na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	63
Slika 27: Utjecaj omjera duljine druge i prve faze koraka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	64
Slika 28: Utjecaj omjera trajanja druge i prve faze koraka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	65
Slika 29: Utjecaj rotacije zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	69
Slika 30: Utjecaj zbroja kutova rotacije zdjelice i lateralne torakolumbalne fleksije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	69
Slika 31: Utjecaj torakolumbalne lateralne fleksije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	73
Slika 32: Utjecaj pretklona/zaklona zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	73
Slika 33: Utjecaj pretklona/zaklona trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	74
Slika 34: Utjecaj torakolumbalne ekstenzije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge (MRSPR). .....	74

## 11. Popis tablica:

Tablica 1: Usporedba kinematike sportskog hodanja i trčanja maratona.....	4
Tablica 2: Objavljena relevantna istraživanja biomehanike sportskog hodanja .....	14
Tablica 3: Spolna struktura, dob ispitanika i bodovna vrijednost rezultata ispitanika.....	17
Tablica 4: Spolna struktura, dob ispitanika i bodovna vrijednost rezultata ispitanika - korigirani uzorak nakon eliminacije statistički nepouzdanih rezultata za 7 ispitanika.....	18
Tablica 5: Osnovne morfološke varijable .....	20
Tablica 6: Varijable raspona pokreta.....	20
Tablica 7: Način mjerenja kinematičkih varijabli .....	29
Tablica 8: Koeficijenti determinacije varijabli bez značajnog utjecaja na zavisnu varijablu ..	36
Tablica 9: Koeficijenti determinacije varijabli sa značajnim utjecajem na zavisnu varijablu, ispuštene zbog redundantnosti.....	37
Tablica 10: Varijable sa značajnim utjecajem na zavisnu varijablu .....	38
Tablica 11: Podaci o provedenom kinetičkom i kinematičkom laboratorijskom mjerenju .....	41
Tablica 12: Ocjena intenziteta statističkih veza između varijabli .....	44
Tablica 13: Korelacijska tablica između promatranih varijabli korištenih u višestrukoj regresiji .....	45
Tablica 14: Deskriptivni pokazatelji uzorka ispitanika.....	47
Tablica 15: Oblik krivulje sile reakcije podloge prema skupinama ispitanika .....	51
Tablica 16: Koeficijenti determinacije linearne regresije odabranih varijabli prema zavisnoj varijabli (maksimalnoj relativnoj sili reakcije podloge u prvoj fazi koraka) .....	52
Tablica 17: Utjecaj pokazatelja duljine koraka i omjera dviju osnovnih faza na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge .....	61
Tablica 18: Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba kuka na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge.....	65
Tablica 19: Utjecaj fleksije/ekstenzije zgloba koljena na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge .....	66
Tablica 20: Utjecaj kutova stopala prema ravnini podloge na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge.....	67
Tablica 21: Utjecaj rotacije zdjelice na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge .....	68
Tablica 22: Utjecaj torakolumbalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge ..	70
Tablica 23: Utjecaj torakalne rotacije na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge.....	70
Tablica 24: Utjecaj zamaha rukama na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge .....	71
Tablica 25: Utjecaj nagiba zdjelice i pretklona/zaklona trupa na maksimalnu relativnu silu reakcije podloge .....	72
Tablica 26: Varijable s malom ili neznatnom vezom s trajanjem faze leta.....	78
Tablica 27: Višestruka regresija na osnovi varijable trajanja faze leta .....	79



Tablica 28: Varijable s malom ili neznatnom vezom s brzinom kretanja ispitanika .....	80
Tablica 29: Višestruka regresija na osnovi varijable brzine kretanja ispitanika .....	81
Tablica 30: Varijable s malom ili neznatnom vezom s duljinom koraka.....	81
Tablica 31: Višestruka regresija na osnovi varijable duljine koraka.....	82
Tablica 32: Varijable s malom ili neznatnom vezom s udjelom RSRP u intervalu 70 % - 80 % u ukupnoj RSRP u fazi kontakta .....	83
Tablica 33: Višestruka regresija na osnovi varijable udjela RSRP u intervalu 70 % - 80 % u ukupnoj RSRP u fazi kontakta .....	84
Tablica 34: Varijable s malom ili neznatnom vezom sa zbrojem kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije .....	84
Tablica 35: Višestruka regresija na osnovi varijable zbroja kutova rotacije zdjelice i torakolumbalne lateralne fleksije .....	85
Tablica 36: Varijable s malom ili neznatnom vezom s torakolumbalnom ekstenzijom .....	86
Tablica 37: Višestruka regresija na osnovi varijable torakolumbalne ekstenzije .....	87
Tablica 38: Osnovne grupe varijabli s velikim utjecajem na MRSRP u prvoj fazi koraka ...	102

## 12. Životopis autora s popisom literature

Krešimir Jurlin doktorirao je na Ekonomskom fakultetu u Zagrebu 2000. godine s temom „*Faktorska intenzivnost europske vanjske trgovine i utjecaj na hrvatski izvoz*”. Zaposlen je u Institutu za razvoj i međunarodne odnose od 1992. godine te radi u Odjelu za međunarodne gospodarske i političke odnose, a ima znanstveno zvanje znanstvenog suradnika. Objavio je velik broj znanstvenih radova. Vrijedi izdvojiti 3 autorske i 2 uredničke knjige, 7 poglavlja u knjizi te 8 znanstvenih radova objavljenih u časopisima te 10 radova u zbornicima skupova s međunarodnom recenzijom. Od 1995. do 2003. godine bio je član Savjeta Agencije za zaštitu tržišnog natjecanja. Višegodišnji je glavni vanjski suradnik-analitičar Nacionalnog vijeća za konkurentnost, a sudjelovao je na više strateških i razvojnih projekata bitnih za promjene regulative u Hrvatskoj u procesu pristupanja Europskoj uniji. Sudjelovao je na brojnim znanstvenim projektima Svjetske banke, UNDP-a, UNESCO-a, te razvojnim projektima Europske unije.

### Radovi u časopisima

- 1) Jurlin, K., Babić, V. i Dolenc, A. (2023). Is the Racewalking Biomechanics Significantly Influenced by Coaching? *Kinesiologia Slovenica* 29(2):50-67 DOI: 10.52165/kinsi.29.2.50-67
- 2) Jurlin, Krešimir (2023). How Efficient and Socially Sensitive Are Fiscal Incentives for Electric Cars in Europe?. *Journal of risk and financial management*, 16(6), 1-19, 283. <https://doi.org/10.3390/jrfm16060283>
- 3) Jurlin, Krešimir (2022). Were Culture and Heritage Important for the Resilience of Tourism in the COVID-19 Pandemic? *Journal of Risk and Financial Management*, 15(5), 205. <https://doi.org/10.3390/jrfm15050205>
- 4) Tišma, Sanja; Jurlin, Krešimir; Čermak, Helena (2018). Obstacles to Cross-Border Cooperation - Case of Croatia and Hungary. *European Journal of Geography*, 9(2), 116-133.
- 5) Bartlett, Will; Čučković, Nevenka; Jurlin, Krešimir (2016). A Comparative Perspective on Institutional Quality in Countries at Different Stages of European Integration. *Tijdschrift voor economische en sociale geografie*, 108(1), 92-108. <https://doi.org/10.1111/tesg.12196>
- 6) Čučković, Nevenka; Jurlin, Krešimir; Vučković, Valentina (2013). Measuring Regional Competitiveness: Case of Croatia. // *Southeast European and Black Sea Studies*. 13(4), 503-523. <https://doi.org/10.1080/14683857.2013.859813>
- 7) Jurlin, Krešimir Čučković, N. (2010) Comparative Analysis of the Quality of European Institutions 2003-2009: Convergence or Divergence?. *Financial Theory and Practice*, 34 (1), 71-98.
- 8) Mahečić, Z., Jurlin, K., Demonja, D. Staničić, M. (2008) Costs and Benefits of Croatia's Accession to NATO – Project Review and Analysis. *Croatian International Relations Review*, 14 (52/53), 1-28.

- 9) Tišma, S., Pisarović, A. Jurlin, K. (2003) Očuvanje okoliša i potrošnja energije kao čimbenici konkurentnosti Hrvatske. *Socijalna ekologija*, 12 (3/4), 177-194.
- 10) Tišma, S., Pisarović, A. Jurlin, K. (2003) Fiscal Policy and Environment: Green taxes in Croatia. *Croatian international relations review*, 9 (33), 189-197.
- 11) Cziraky, D., Puljiz, J., Jurlin, K., Maleković, S. Polić, M. (2002) A multivariate methodology for modelling regional development in Croatia. *Croatian international relations review*, 8 (26/27), 35-52.

### Znanstveni radovi u zbornicima skupova

- 1) Čučković, N., Jurlin, K. Vučković, V. (2011) Privatisation of the Oil and Gas Industry in Croatia and SEE: Assessment of Impacts. U: Reić, Z. Šimić, V. (ur.) *9th International Conference Challenges of Europe, Conference proceedings Split-Bol May 26-28 2011*. Split, Faculty of Economics, University of Split, str. 157-183.
- 2) Jurlin, K., Puljiz, J. Vučković, V. (2011) Early Warning Indicators – Leading or Misleading?. U: Reić, Z. Šimić, V. (ur.) *9th International Conference Challenges of Europe : growth and competitiveness-reversing the trends : Conference proceedings*. Split, Faculty of Economics, str. 409-427.
- 3) Čučković, N. Jurlin Krešimir (2009) Economic Governance and Competitiveness: Some Evidence from Croatia and the New EU Members. *Proceedings of the 8th International Conference "European Challenges: Financial Crisis and Climate Change"*, Bol-Split, May 21-23 2009, 8 (1), 471-492.
- 4) Čučković, N. Jurlin, K. (2009) Determinants of Competitiveness and Economic Governance: Some Evidence from the New EU Member States and Croatia. U: *11th Biannual European Union Studies Association (EUSA) International Conference*, Los Angeles 23-25 May 2009. Los Angeles, SAD.
- 5) Jurlin, K. (2008) Assessment of Governance Quality in Europe and Latin America: What is Different?. U: *12th EADI General Conference "Global Governance for Sustainable Development. The Need for Policy Coherence and New Partnerships"*. Ženeva, Švicarska, 24-28.06.2008.
- 6) Galinec, D., Jurlin, K. Jakelić, D. (2004) The Main Features and Competitiveness of Croatian Exports to the EU Market. U: Kandžija, V. Kumar, A. (ur.) *Theory and Practice of Transition and Accession to the EU*, COPIS d.o.o., Ljubljana, str. 321-338. (<https://www.bib.irb.hr/500676>).
- 7) Jurlin, K. (2004) The Role of Competitiveness for Stability in South East Europe. U: Jureković, Predrag, Labarre, Frederic (ur.) *Through Economy to Democracy and Security? An Integrated Approach to Stability in South East Europe*. Vienna, National Defence Academy, Vienna Austria, str. 43-58.
- 8) Tišma, S., Jurlin, K. Pisarović, A. (2004) The Role of Research and Development in Enhancing Croatian Competitiveness. U: Švarc, J., Lažnjak, J., Šporer, Ž. Polšek, D. (ur.) *International Conference "Knowledge Based Society : A Challenge for New EU and Accession Countries" - Transition Countries in the Knowledge Society : Socioeconomic analysis : proceedings*. Zagreb, Institute of Social Sciences Ivo Pilar, str. 287-299.
- 9) Cziraky, D., Puljiz, J., Jurlin, K., Maleković, S. Polić, M. (2003) An econometric model for development level assessment with an application to municipality development

classification. U: Reić, Z. (ur.) *Enterprise in transition : proceedings of the 5th International Conference on Enterprise in Transition*. Split, Faculty of Economics, str. 64-68.

- 10) Cziraky, D., Puljiz, J., Jurlin, K., Meleković, S. Polić, M. (2002) Covariance Structure Analysis of Regional Development Data: An Application to Municipality Development Assessment. U: Bade, F., Blote, V., Heinrich, H. Brauser, H. (ur.) *From Industry to Advanced Services: Perspectives of European Metropolitan Region*. Dortmund, European Regional Science Association, str. 1-29.

### **Poglavlja u knjigama**

- 1) Samardžija, Višnja; Jurlin, Krešimir; Skazlić, Ivana (2018). Značaj Europskog semestra za reforme ekonomskih politika u Hrvatskoj i odabranim novim članicama EU-a // Samardžija, Višnja (Ur.), *Izazovi provedbe europskih politika u Hrvatskoj*, 23-68, Zagreb : Institut za razvoj i međunarodne odnose (IRMO)
- 2) Jurlin, Krešimir; Samardžija, Višnja; Basarac Sertić, Martina (2018). Konkurentnost, pametna specijalizacija i investicije u novim državama članicama EU-a i Hrvatskoj // Samardžija, Višnja (Ur.), *Izazovi provedbe europskih politika u Hrvatskoj*, 71-109, Zagreb: Institut za razvoj i međunarodne odnose (IRMO)

### **Doktorska disertacija**

- 1) Jurlin, K. (2000) Faktorska intenzivnost europske vanjske trgovine i utjecaj na hrvatski izvoz, doktorska disertacija, Ekonomski fakultet, Zagreb. (<https://www.bib.irb.hr/67205>).