



Univerza *v Ljubljani*  
Fakulteta *za šport*

MARTIN ZORKO

**VPLIV ŠIRINE SMUČI NA KINEMATIKO KOLENSKEGA  
SKLEPA V SMUČARSKEM ZAVOJU**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: izr. prof. dr. Matej Supej

Somentorica: izr. prof. dr. Katja Tomažin

Ljubljana, 2016

**UDK 796.926:591.177**

**Martin Zorko**

**VPLIV ŠIRINE SMUČI NA KINEMATIKO KOLENSKEGA SKLEPA V  
SMUČARSKEM ZAVOJU**

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana, 2016

Strani: 105, tabele: 10, slike: 60, citirani viri: 90

**THE INFLUENCE OF THE WAIST WIDTH OF SKIS ON THE KNEE JOINT  
KINEMATICS IN SKI TURN**

University of Ljubljana, Faculty of sport, 2016

Pages: 105, tables: 10, figures: 60, references: 90

Izjavljam, da je doktorska disertacija z naslovom »Vpliv širine smuči na kinematiko kolenskega sklepa v smučarskem zavoju« rezultat lastnega znanstveno raziskovalnega dela.

Martin Zorko

## **Zahvala**

Na prvem mestu se zahvaljujem svojemu mentorju prof.dr. Mateju Supeju, ki me je uvedel v raziskovanje biomehanike alpskega smučanja ter me usmerjal in skrbno nadzoroval vsak korak pri nastajanju disertacije. Zahvaljujem se tudi somentorici prof. dr. Katji Tomažin za njeno vlogo pri spoznavanju sveta kinezioloških znanosti. Še prav posebej se zahvaljujem svoji partnerki Nadji Šinkovec za vsestransko pomoč pri nastajanju naloge, njen vložen čas in osebno podporo.

Zahvaljujem se tudi svojim staršem in vsem, ki so kakorkoli prispevali k nastanku tega dela. Med njimi bi rad posebej izpostavil dr. Bojana Nemca; brez njegove pomoči nastanek tega dela ne bi bil mogoč. V neprecenljivo pomoč pri nastanku tega dela so mi bili še Gašper Ducman, Katja Kolman, Lana Nemanič, Martin Krašek, Karmen Hirsch, Jernej Hren, Davor Romih in še nekateri drugi.

## IZVLEČEK

V zadnjem obdobju so se na tržišču pojavile zelo široke alpske smuči, pri katerih se stik med smučko in snegom v smučarskem zavoju premakne izpod smučarskega čevlja znatno navznoter v medialni smeri. S tem se premakne tudi prijemališče sile reakcije podlage in hipotetično tudi njeno delovanje na kolenski sklep, kar bi potencialno lahko vplivalo na navore, ki delujejo nanj v zavoju. Zato je bil namen doktorskega projekta preučiti kinematiko kolenskega sklepa, navore, ki delujejo na koleno v frontalni ravnini in pa stopnjo aktivacije mišic spodnjega uda v smučarskem zavoju pri uporabi različno širokih smuči. Poskusi so potekali tako na terenu kot v laboratoriju. Na terenu je bila kinematika kolena zajeta s sistemom inercialnih senzorjev, trajektorija smučanja pa je bila določena s pomočjo globalnega navigacijskega satelitskega sistema. V laboratoriju je bil poskus izveden na posebej pripravljenem smučarskem simulatorju, kjer je bila kinematika kolena izmerjena s pomočjo sistema infrardeče kamere in optičnih markerjev, sila reakcije podlage je bila izmerjena s pomočjo tenziometrijske plošče, s kombiniranjem obeh sistemov pa so bili izračunani zunanji navori na koleno. Ob tem je bila v laboratoriju izmerjena tudi električna aktivacija mišic spodnjega uda. V smučarskem zavoju se je pri zunanjem kolenu s povečevanjem širine smuči statistično značilno povečevala tudi njegova zunanja rotacija tako na terenu kot tudi v laboratoriju. V obeh poskusih je bilo zunanje koleno v zavoju v položaju odmika, katerega velikost pa je bila od širine smučke pretežno neodvisna. Zunanji navori, ki so delovali na koleno v frontalni ravnini, se pri različno širokih smučeh zaradi adaptacije položaja kolenskega sklepa oziroma noge med seboj niso razlikovali. Aktivacija mišice biceps femoris zunanje noge se je pri simulaciji smučarskega zavoja s širjenjem smučke statistično značilno povečevala. Spremembe v kinematiki kolenskega sklepa in električni mišični aktivnosti spodnjega uda so bile najverjetneje posledica aktivnega smučarjevega prilagajanja na spreminjanje biomehanskih pogojev pri prehodu na širše smuči. Namen prilagajanja je bilo najverjetneje zmanjševanje sprememb v zunanjem navoru na koleno pri povečevanju širine smuči. Rezultati študije nakazujejo, da se lahko koleno pri smučanju z zelo širokimi smučmi na trdi snežni podlagi nevarno približa svojemu končnemu obsegu giba v transverzalni in frontalni ravnini, obenem pa se morda tudi poveča nevarnost za razvoj degenerativnih sklepnih sprememb.

**Ključne besede:** alpsko smučanje, biomehanika, simulacija smučanja, tridimenzionalno sklepno gibanje, sila, navor, elektromiografija, tveganje za poškodbo, preventiva pred poškodbami

## **ABSTRACT**

In recent years alpine skis with wider waist width, which medially shifts the contact between a ski edge and snow while turning, have appeared on the market. Shifting the contact of the ski edge and the snow causes the shift of the origin of the ground reaction force and possibly its alignment in relation to a knee joint as well. As a result of this, the torques acting on the knee joint in the ski turn might change as well. Therefore, the aim of this doctoral project was to determine the knee joint kinematics, as well as the torques acting on the knee joint in frontal plane and the lower limb muscle activation during turning when using skis of different waist widths. The doctoral project consisted of field work and laboratory experiments. When conducting field work experiments, the kinematics of the knee joint was captured by using an inertial motion capture suit. The Global Navigation Satellite System was used to determine the skiers' trajectories. In laboratory settings skiing was simulated by means of a specially designed testing device. An optical system was used for capturing knee joint kinematics, while the force plate was used to determine the ground reaction force vector; the combination of both systems was used to calculate the external torques acting on the knee joint. Additionally, electromyographic measurements of leg muscles were performed in laboratory skiing simulator. With respect to the outer ski, the knee joint external rotation increased significantly with the increase of the ski waist width in the turn both in physical skiing as well as in the skiing simulation. In ski turn the knee joint was in the abducted position in both experiments, but the magnitude of the abduction was generally independent of the waist width of the ski. The external torques acting on the knee joint in the frontal plane were not related to the waist width of the ski because the skiers adapted their knee joint and leg position. With respect to the outer leg there was a significant increment in biceps femoris muscle activation with the increment of the waist width of the ski in the skiing simulation. The changes in the knee kinematics and lower limb muscle activity were most probably due to an active adaptation of the skier to the changed biomechanical conditions while using wider skis. The aim of the adaptation was most probably to diminish the external knee joint torque changes acting in the frontal plane while the waist width of the ski was increased. The obtained results indicate that using skis with large waist widths on hard, frozen surfaces could bring the knee joint unfavourably close to the end of the range

of motion in transversal and frontal planes, which might potentially increase the risk of degenerative knee injuries.

**Keywords:** alpine skiing, biomechanics, skiing simulation, three dimensional joint movement, force, torque, electromyography, injury risk, injury prevention

# KAZALO

<b>1. UVOD .....</b>	<b>1</b>
1.1. Delovanje zunanjih sil na smučarja in ohranjanje ravnotežja .....	3
1.2. Funkcionalna anatomija kolena in vpliv položaja sklepa na obremenitev kolenskih struktur.....	8
1.3. Poškodbe pri smučanju.....	14
<b>2. PREDMET IN PROBLEM.....</b>	<b>16</b>
<b>3. CILJI IN HIPOTEZE .....</b>	<b>21</b>
<b>4. METODE .....</b>	<b>22</b>
4.1. Terenske meritve .....	23
4.1.1. Merjenci, oprema in merilni postopek .....	23
4.1.2. Statistična analiza.....	29
4.2. Laboratorijske meritve.....	30
4.2.1. Potek meritev .....	35
4.2.2. Obdelava kinematičnih meritev .....	36
4.2.3. Varusni navor v kolenskem sklepu .....	37
4.2.4. Obdelava elektromiografskega signala .....	40
<b>5. REZULTATI.....</b>	<b>42</b>
5.1. Rezultati terenskih meritev .....	42
5.1.1. Radiji zavojev.....	42
5.1.2. Kinematika kolenskega sklepa.....	43
5.1.3. Sile reakcije podlage .....	50
5.2. Rezultati laboratorijskih meritev .....	53
5.2.1. Rezultati kinematičnih meritev .....	53



5.2.2.	Razdalja med silo podlage in kolenom in navori na kolenski sklep .....	56
5.2.3.	Rezultati merjenja EMG .....	62
<b>6.</b>	<b>RAZPRAVA.....</b>	<b>77</b>
6.1.	Interpretacija rezultatov terenskih meritev .....	77
6.2.	Interpretacija rezultatov laboratorijskih meritev .....	84
6.2.1.	Kinematične meritve .....	84
6.2.2.	Meritve sil in navorov .....	86
6.2.3.	Elektromiografske meritve.....	91
6.3.	Primerjava rezultatov obeh poskusov in zaključki .....	94
<b>7.</b>	<b>POMEN NALOGE ZA ZNANOST IN PRAKSO .....</b>	<b>99</b>
<b>8.</b>	<b>LITERATURA.....</b>	<b>101</b>

# 1. UVOD

Že prazgodovinski človek je uporabljal primitivne iz lesa in kože izdelane pripomočke, ki so mu s svojo površino omogočili premikanje po vrhu snežne površine in mu preprečevali, da bi se pogreznil v sneg (Del Pulp, Borghi in Frione, 2001). Tako je bilo starodavnemu nomadu in lovcu olajšano gibanje po snežni pokrajini, kar je bilo v nekaterih geografskih področjih tudi ključno za preživetje. Uporaba smučem podobnih pripomočkov je najverjetneje starejša od uporabe kolesa. Iz potovanja po snegu so se sčasoma razvile sodobne športno rekreativne dejavnosti, med katere sodi tudi alpsko smučanje. Alpsko smučanje je v osnovi drsenje s smučmi navzdol po klancu, ki je pokrit s steptanim ali nesteptanim snegom, in se običajno nahaja v urejenem smučarskem področju. Smučar pri svojem gibanju navadno navezuje krajše ali daljše zavoje. Alpsko smučanje se dogaja v naravnem okolju in kompleksnih, spreminjajočih se pogojih. Poleg oblačil so ključni deli smučarjeve opreme še:

- smučī,
- razmeroma togi smučarski čevlji, ki dopuščajo le malo gibanja v gležnjih,
- varnostne vezi (z ali brez podložne plošče), ki predstavljajo vez med čevljem in smučko tako pri prstih kot tudi pri peti,
- smučarske palice.

Z alpskim smučanjem se ukvarjajo ljudje skoraj vseh starosti, različnih telesnih sposobnosti in različnega smučarskega znanja. Tako imamo na eni strani rekreativce-začetnike, ki se običajno gibljejo po položnejšem terenu z majhno hitrostjo, na drugi pa vrhunske tekmovalce, ki pri obvladovanju svojega telesa in ohranjanju ravnotežja pri velikih hitrostih in silah izkazujejo izjemne motorične sposobnosti (slika 1).

Pri vseh oblikah alpskega smučanja pa lahko na smučarja gledamo kot na sistem, za katerega veljajo splošne fizikalne zakonitosti glede gibanja teles in vzrokov za njihovo gibanje. Te zakonitosti preučuje biomehanika. Ena od ključnih gibalnih nalog, ki tekoče smučanje ter izogibanje padcem in poškodbam sploh omogoča, je ohranjanje ravnotežja v dinamičnih pogojih. Za razumevanje okoliščin vzdrževanja ravnotežja pri smučanju je potrebno poznati nekaj osnov biomehanike smučanja.



*Slika 1. Alpsko smučanje postavlja pred organizem zelo različne zahteve. Zgornja slika prikazuje počasno rekreativno smučanje (Del Pulp idr., 2001), pri katerem so sile, ki delujejo na smučarja in zahteve po ohranjanju ravnotežja, bistveno manjše kot pri vrhunskem tekmovalnem smučanju (spodaj).*

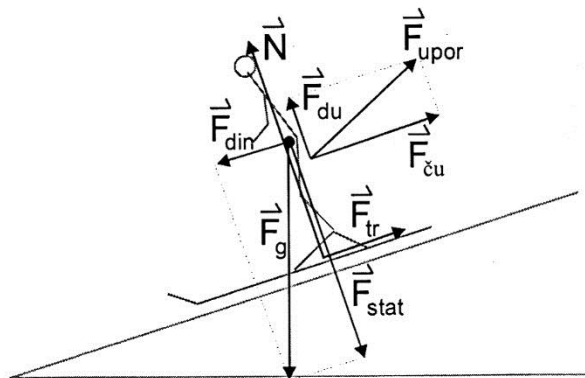
## **1.1. Delovanje zunanjih sil na smučarja in ohranjanje ravnotežja**

V primerjavi z nordijskim smučanjem so pri alpskem smučanju zahteve po vzdrževanju ravnotežja drugačne. Alpsko smučanje namreč ne vsebuje več elementov hoje. Pri običajni hoji je v fazi opore noga v mirujočem stiku s podlago, pri smučanju pa gre za drsenje po podlagi, zaradi česar je vzdrževanje ravnotežja drugačno.

Pri smučanju gre večino časa za tako imenovano dinamično ravnotežje, pri katerem je potrebno vzdrževanje položaja težišča telesa nad premikajočo se podporno površino (Winter, Aftab in James, 1990). Vzdrževanje dinamičnega ravnotežja je zahtevnejše od vzdrževanja statičnega ravnotežja, dodatno težavo pa predstavlja še zahteva, da je poleg vzdrževanja položaja težišča telesa nad podporno ploskvijo potrebno sočasno izvajati še določeno motorično nalogo (Bressel, Yonker, Kras in Heath, 2007; Winter idr., 1990) – pri smučanju je to npr. vodenje smuči v zavoj. Pri običajni stoji je eden od pomembnih dejavnikov vračanja v ravnotežni položaj ob zunanji motnji reakcija stopalne in golenske miškulature (ob večji motnji je sicer potrebna tudi aktivacija mišic višje v telesu) in posledično kompenzatorni gib v gležnju (Winter idr., 1990), kar pa je pri smučanju zaradi togih smučarskih čevljev oteženo. Gledano vzdolžno pa smučke s svojo dolžino ohranjanje ravnotežja verjetno olajšajo. Preučevanje ravnotežnih reakcij in njihove ustreznosti v primeru grozečega padca je pri alpskem smučanju sicer oteženo, kajti za razliko od hoje normalna lokomotorika ni jasno opredeljena (Vogt, Boppana in Bamberg, 2014). Dokazali pa so npr. manjšo verjetnost izgube ravnotežja pri pluznem zavoju (položaj smuči v obliki klina) kot pri paralelnem, kar se pripisuje večji podporni ploskvi in manjši ter bolj nadzorovani hitrosti zavijanja.

Alpski smučar mora torej vzdrževati dinamično ravnotežje, katerega del sta vzdrževanje vzdolžnega in prečnega ravnotežnega položaja (Kugovnik, Supej in Nemec, 2003). Vzdolžni nagib telesa mora biti takšen, da poteka reakcijska sila podlage skozi težišče telesa, saj bi mu sicer vrtelo telo naprej ali nazaj. Pri smučanju po hitrih podlagah je zato smučar bolj nagnjen naprej, pri počasnejših podlagah, kjer je več trenja (npr. nepoteptan sneg) pa je nagnjen bolj nazaj. Razmeroma velika dolžina smuči – kot že omenjeno -

vzdrževanje vzdolžnega ravnotežnega položaja precej olajša. Sile, ki delujejo na smučarja na klancu, gledano vzdolžno, so prikazane na sliki 2.

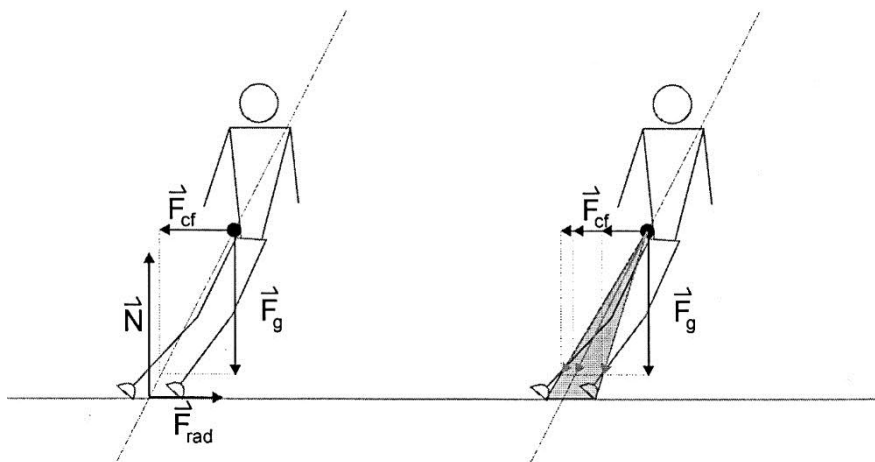


**Slika 2. Sile na smučarja na klancu, gledano vzdolžno (Kugovnik idr., 2003).**

*Legenda:  $F_g$ - sila teže,  $F_{din}$ -dinamična komponenta sile teže,  $F_{stat}$  – statična komponenta sile teže,  $N$ -normala,  $F_{upor}$ - sila zračnega upora,  $F_{ču}$  – sila čelnega upora,  $F_{du}$  – sila dinamičnega upora,  $F_{tr}$  – sila trenja*

Pri smučanju premo v vpadnico je – gledano v njegovi čelni ravnini - smučarjevo težišče idealno sredinsko uravnoteženo, kar pomeni, da je reakcijska sila podlage enakomerno porazdeljena med obe smučki, ki plosko položeni na sneg predstavljata razmeroma široko in udobno podporno ploskev.

Pri smučanju skozi zavoj pa je vzdrževanje ravnotežja zahtevnejše. Smučki sta v zavoju postavljeni na robnik in obremenjeni neenakomerno, pojavijo pa se tudi radialne sile, zaradi česar je vzdrževanje prečnega ravnotežja (ravnotežja v čelni ravnini) oteženo. Zaradi pojava radialnih sil se mora smučar v zavoju nagniti, sicer bi izgubil ravnotežje, oziroma bi mu telo zavrtelo iz zavoja navzven v radialni smeri. Za vzdrževanje prečnega ravnotežnega položaja je nujen pogoj, da je vsota vseh sil in navorov v prečni ravnini enaka 0 ( $\sum F = 0$  in  $\sum M = 0$ ), kadar smučarja obravnavamo v neinercialnem vrtečem se opazovalnem sistemu (slika 3).



**Slika 3. Prečni ravnotežni, kvazistatični položaj smučarja v zavoju (Kugovnik idr., 2003).**  
 Legenda:  $F_g$  – sila teže,  $N$  – normala,  $F_{cf}$  – centrifugalna sila,  $F_{rad}$  – sila trenja v radialni smeri. Desni del slike prikazuje možne variacije (toleranco) radialne sile, ki jo omogoča širina podporne ploskve (razdalja med stikom obeh smučí s podlago).

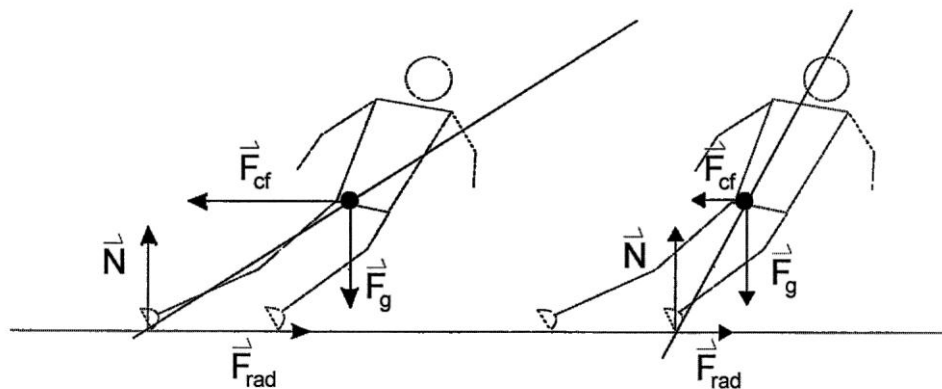
Smučí so ključni del smučarske opreme. Glavna značilnost novejših smučí je poudarjen stranski lok (Supej, Kugovnik in Nemec, 2004), manjša dolžina, boljši oprijem in vodljivost (Lešnik, 2007). V preteklosti je smučar klasične smučí vodil z oddrsavanjem, pri smučeh s poudarjenim stranskim lokom pa robnik navadno zareže svojo trajektorijo v sneg (Kugovnik idr., 2003), kar imenujemo zarezna tehnika smučanja, pri kateri so zahteve za vzdrževanje ravnotežja nekoliko drugačne. Posledica zarezne tehnike smučanja z novejšo geometrijo smučí je, da so se povečale radialne sile, ki delujejo na smučarja. Te pri tekmovalcih v tehničnih disciplinah dosegajo tudi štirikratnik telesne teže (Supej idr., 2004), pri rekreativcih pa se približajo dvakratniku telesne teže (Scheiber, Seifert in Müller, 2012). Za povečanje radialnih sil pri zarezni tehniki smučanja so odgovorni trije glavni mehanizmi (Kugovnik idr., 2003):

1. Hitrost smučanja se je zaradi manjšega trenja pri vožnji po robnikih povečala.
2. Radij zavojev se je zmanjšal.
3. Oddrsavanja je manj ali ga skoraj ni.

Deloma se je spremenjeni geometriji smučí prilagodila tudi tehnika smučanja. Pri zarezni tehniki je gibanje težišča v pravokotni smeri na podlago manjše. Ni več tako agresivnih odskokov oziroma silovitega iztegovanja kolenskega in kolčnega sklepa ob zaključku zavojev, s čimer se je v tej fazi zavoja v primerjavi s prejšnjo tehniko nekoliko zmanjšal

sunek reakcijske sile podlage na telo. Poleg tega je v fazi največjih sil reakcije podlage – na začetku drugega dela zavoja (Supej idr., 2004) ob količku in tik pod njim pri slalomu oziroma veleslalomu – telo nekoliko bolj iztegnjeno, kar izboljša navorne situacije v kolenskem in kolčnem sklepu. Radialne sile so velike tudi pri tako imenovani »tehniki dvojnega gibanja« (Supej idr., 2004), ki je sicer redko dosledno izpeljana. Tudi pri tej tehniki sile v precejšnjem delu zavoja v tekmovalnem smučanju presegajo dvakratnik telesne teže.

Poglejmo podrobneje, kako je v zavoju obremenjena vsaka posamezna noga. Pri velikih hitrostih je zaradi velikih radialnih sil potreben izrazit nagib smučarja v zavoj. S tem se poveča ročica sile teže, ki tako uravnoteži ročico centrifugalne sile, s čimer se zagotovi pogoj kvazistatičnega ravnotežnega položaja smučarja, oziroma je le tako vsota vseh sil in navorov, ki delujejo nanj, enaka 0. V primeru, da je zunanja smučka bolj obremenjena kot notranja, se zagotavljanje ustrezne ročice sile teže zagotovi lažje, s tem pa tudi prečno uravnotežen položaj. Omejitev predstavlja nagib smučke, zaradi katerega lahko nasede zgornja noga ob spodnjo, kar lahko privede do zdrsa (slika 4).



**Slika 4. Večja obremenitev zunanje smučke od notranje v zavoju omogoča smučarju upiranje večjim radialnim silam (Kugovnik idr., 2003).**

*Prikazani sta dve ekstremni situaciji. Levo je osišče sistema smučar-podlaga postavljeno v stik zunanje smučke s podlago, desno pa v stik notranje smučke s podlago.*

Razklenjena drža smučī, ki je ena od značilnosti zarezne tehnike smučanja, poveča smučarjevo podporno ploskev. Vendar pa je treba upoštevati, da se pri zarezni tehniki vzdolžna os smučī giblje v smeri gibanja smučanja (smučī so postavljene tangencialno na

krivuljo zavoja), zato je velikost podporne ploskve določena s pravokotno razdaljo med obema smučkama. Pri smučanju s starejšo geometrijo smučī pa v večjem delu zavoja zaradi vrtenja okoli navpične osi smučī s svojo vzdolžno osjo ne sledijo sledi zavoja, zaradi česar je podporna ploskev pri klasičnih smučeh dejansko večja od pravokotne razdalje med njima. Široko razklenjena drža smučī pri zarezni tehniki omogoča ekstremne nagibe smučke v zavojih pri visokih hitrostih. Ti nagibi pri tekmovalcih presegajo  $70^\circ$  (Kugovnik idr., 2003).

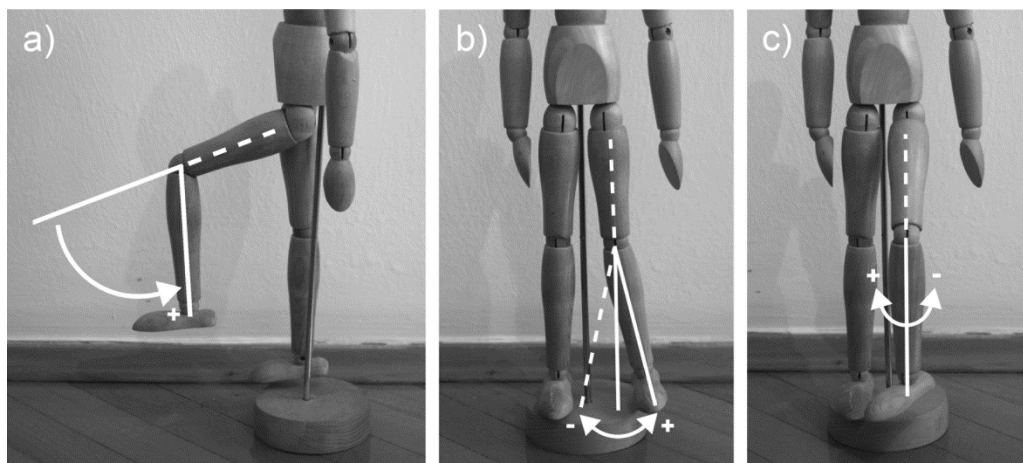
Prečni ravnotežni položaj pa je ob odsotnosti oddrsavanja težje vzdrževati, ker že samo nagib smučke ob nespremenjenem položaju težišča telesa (ob nespremenjeni hitrosti) določa radij zavoja in radialno silo. Zato obstaja v tem primeru večja verjetnost nenadne izgube ravnotežja; in ker je radialno silo ob odsotnosti oddrsavanja težje spreminjati, lahko prej pride do padca in poškodb. Pri izrazitem nagibu v zavoj je koleno notranje in naprej potisnjene smučke bolj upognjeno od kolena zunanje smučke, zaradi česar je lahko mišična sila iztegovalk kolena na notranji smučki – kljub manjši obremenitvi – enaka ali celo večja. Zato lahko pride do kinestetičnega občutka enako obremenjenih obeh nog v zavoj, kar pa ne drži. Po podatkih iz literature dosega obremenitev notranje noge v zavoj pri velikih hitrostih tako pri tekmovalcih kot tudi pri rekreativcih 25% - 50% obremenitev zunanje noge (Vaverka in Vodickova, 2010; Wörndle, Jenny in Furnter, 2007). Z naraščanjem hitrosti, zmanjševanjem radija zavojev in s tem neizogibno povezanim povečanjem nagiba smučke in smučarja v zavoj, se razmerje med obremenitvami obeh nog še bolj pomakne v prid zunanji nogi.



## **1.2. Funkcionalna anatomija kolena in vpliv položaja sklepa na obremenitev kolenskih struktur**

Kolenski sklep je zveza med sklepnim hrustancem spodnjega dela (kondiloma) stegenice in sklepnim hrustancem zgornjega dela (platoja) golenice. Dodatno pa je v sklep vključena tudi pogačica, ki tvori sklep s stegenico. Za povečano skladnost sklepnih površin in delno stabilizacijo sklepa skrbita notranji in zunanji meniskus, dodatno pa sklep stabilizirajo pasivni stabilizatorji (sklepna ovojnica z ligamenti) in aktivni stabilizatorji (mišice s svojimi tetivami), ki potekajo preko sklepa.

V osnovi je koleno tečajni sklep, kar pomeni, da se glavnina gibanja izvaja v sagitalni (bočni) ravnini in sicer od polnega iztega ( $0^\circ$ ) do največjega upogiba (cca  $140^\circ$ ). V iztegnjenem položaju so kolenske vezi napete in takrat gibanje v drugih ravninah ni izvedljivo, v pokrčenem položaju pa napetost vezi popusti in takrat dopušča koleno tudi nekaj gibanja v transverzalni (prečni) ravnini (translacije in rotacije); in sicer je največja zunanja rotacija možna do cca  $40^\circ$ , notranja pa do cca  $20^\circ$  (Antolič, 1995; Grood, Stowers in Noyes, 1988). Dodatno pa je v upognjenem položaju dopuščenega tudi nekaj gibanja v frontalni (čelni) ravnini in sicer po različnih avtorjih od  $6-10^\circ$  tako primika (addukcija, varus), kot tudi odmika (abdukcija, valgus; slika 5) (Antolič, 1995; Grood idr., 1988; Maquet, 1984; Tooms, 1987). Za razliko od upogibanja, iztegovanja in rotacij v kolenskem sklepu gibanje v smeri primika in odmika ni pod neposrednim nadzorom mišic, ki potekajo preko sklepa. Primik in odmik oziroma premikanje v frontalni ravnini je nekoliko nenaravno gibanje v smislu, da sklepne površine za gibanje v frontalni ravnini niso posebej prilagojene. Končni obseg giba omejujejo stranske vezi, sklepna kapsula in deloma križne vezi (Bendjaballah, Shirazi-Adl in Zukor, 1997; Pressman in Johnson, 2003), ki se ob omejevanju presilovitega giba lahko tudi poškodujejo; sam gib pa je zelo odvisen od zunanjih sil in le deloma (pri obremenjeni nogi) nadzorovan z oddaljenimi mišicami, ki potekajo preko kolčnega sklepa – primikalke kolka potisnejo koleno v valgus, odmikalke pa v varus (Platzer, 2004).

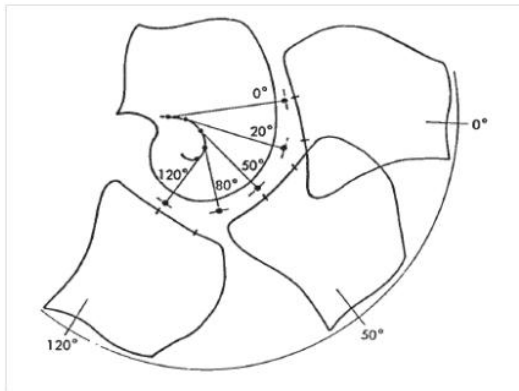


**Slika 5. Shema upogiba (a), odmika/primika (b) in rotacije (c) v kolenskem sklepu.**  
*Opomba: gibi prikazani pod slikama b in c so izvedljivi samo pri upognjenem kolenu.*

Med smučanjem je upogib kolena največkrat v območju med 30 in 80°. To je območje, kjer je premikanje sklepa v frontalni in transverzalni ravnini izvedljivo in ga smučarji pri smučanju uporabljajo (Yoneyama, Kagawa, Okamoto in Sawada, 2000).

Ko razmišljamo o obremenitvah kolena, se je potrebno zavedati, da koleno nikoli ni v celoti obremenjeno enakomerno, ampak so posamezni deli sklepnih površin različno obremenjeni zaradi svoje oblike, spreminjajočih se velikosti in smeri sil, ki potekajo skozi, in različnih položajev sklepa ter z njimi povezanih dodatnih kompresijskih sil mišic in ligamentov. Gledano v sagitalni ravnini so pri pokončni stoji bolj obremenjeni sprednji deli hrustanca stegenice in golenice (slika 6), pri počepu pa zaradi spreminjajočega se centra rotacije bolj zadnji (Antolič, 1995).

Tudi v čelni ravnini je obremenitev sklepnih površin neenakomerna, kar velja že za navadno stoji z iztegnjenimi koleni (Levine in Bosco, 2007). Pri običajni stoji poteka sila reakcije podlage ( $F_p$ ) skozi kolenski sklep nekoliko medialno od središča. Zaradi tega in pa zaradi anatomskih karakteristik stegeničnih in goleničnih kondilov je notranji del sklepa približno 2-krat bolj obremenjen kot zunanji in je tudi podvržen pogostejšim in zgodnejšim degenerativnim spremembam (Levine in Bosco, 2007; Ogata, Whiteside, Lesker in Simmons, 1977), slika 7.



**Slika 6.** Za sklepni površini golenice in stegenice je značilno, da sta pri iztegnjenem kolenu bolj obremenjena sprednja dela, med upogibom pa se območje največje obremenitve pomakne nazaj (Antolič, 1995).



**Slika 7.** Prikaz poteka sile reakcije podlage glede na središče kolenskega sklepa pri stoji.  $F_p$  (puščica) poteka medialno ob središču kolena. Zaradi tega in pa zaradi anatomske oblikovanosti stegenice in golenice je notranji kolenski kompartment približno 2-krat bolj obremenjen od zunanjšega (Levine in Bosco, 2007).

Že manjše spremembe sklepne položaja in/ali poteka kompresijske sile lahko dramatično spremenijo obremenitev kolenskih struktur. Dolgoletne aksialne obremenitve, ki so prisotne pri običajni hoji in vsakodnevnih dejavnostih pri kolenu, ki je v frontalni ravnini deformirano v smislu valgusa (odmika golenice napram stegenici), povzročajo degenerativne spremembe zunanjšega sklepne kompartmenta (Levine in Bosco 2007,

Sharma et al, 2001). Obratno pa pri varusnih deformacijah (primik golenice napram stegenici) pogosteje prihaja do degenerativnih sprememb notranjega kolenskega kompartmenta. Pri takšnih deformacijah se potek sile teže oziroma njej nasprotne reakcijske sile podlage premakne izven središča kolenskega sklepa, zaradi česar se poveča pritisk v tistem delu sklepnih površin, proti katerim se je sila premaknila. Zaradi sile, ki poteka sedaj ekscentrično glede na sklep, se pojavijo v sklepu navori, ki dodatno potiskajo koleno v smer deformacije (slika 8).

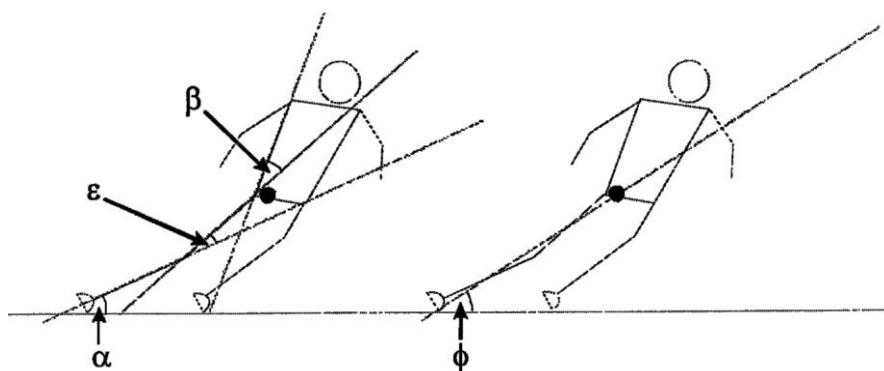


**Slika 8. Primer varusno deformiranega kolena.** Kadar sila reakcije podlage ( $F_p$ , ravna puščica) poteka blizu notranjega roba kolena ali celo izven njega se – gledano statično oz. kvazistatično - pojavi ročica sile (daljica med  $F_p$  in sredino kolena) in posledično addukcijski moment v kolenu, ki dodatno vrti (krožna puščica) golenico v varusni položaj.

Takšnemu stanju se telo upira na več načinov. Eden od njih je spremenjen položaj telesnih segmentov. Pri varusno deformiranem kolenu se pri hoji pojavi nagibanje telesa v smer prizadetega sklepa, s čimer se zmanjša mediolateralna razdalja med težiščem telesa in prizadetim sklepom, oziroma se potek reakcijske sile podlage sklepu ponovno približa (Mündermann, Dyrby in Andriacchi, 2005). Drugi način upiranja obračanju golenice v varusni ali valgusni položaj pa je dodatna stabilizacijska aktivnost mišic, ki potekajo preko kolenskega sklepa. Ta aktivnost, ki deluje preko relativno kratkih ročic (mišice se

pripenjajo blizu kolenskega sklepa), dodatno poveča kompresijo na sklep. Dokazano je, da se pri varus/valgus deformaciji reda velikosti samo nekaj stopinj degenerativni procesi pospešijo za red velikosti več desetkrat (Sharma et al., 2001).

V smučarskem zavoju je spreminjanje kotov v sklepih spodnjih udov in trupa v čelni ravnini pomembno za ohranjanje prečnega ravnotežnega položaja ter za izpeljavo željenega radija zavoja. Pri tem je pomemben tako imenovani stranski upogib smučarja (Kugovnik idr., 2003), zaradi katerega nagib smučke in nagib smučarjevega telesa nista enaka (slika 9).



*Slika 9. Stranski upogib smučarja se zgodi s prelomom v kolenih (kot  $\epsilon$ ) in kolkih (kot  $\beta$ ) ter deloma višje v hrbtenici (Kugovnik idr., 2003). Nagib smučke (kot  $\alpha$ ) in nagib težišča (kot  $\phi$ ) se ponavadi razlikujeta.*

Brez spreminjanja stranskega upogiba bi lahko smučar željen radij zavoja - katerega pri zarezni tehniki smučanja skoraj v celoti določa nagib smučke - izpeljal le pri določeni hitrosti. Za prilagajanje različnim hitrostim pa je potrebno s spreminjanjem kotov predvsem v kolenih, kolkih in zgornjem delu telesa spreminjati položaj težišča telesa. Le s spreminjanjem ročice sile teže se je - če ni oddrsavanja - mogoče prilagajati različnim radialnim silam in ohranjati ravnotežje. Dokazano je, da se večji del stranskega upogiba izvaja v kolčnem sklepu, ki v frontalni ravnini dopušča velike amplitude gibov, v kolenskem pa je stranski upogib relativno majhen in tipično ne presega  $10^\circ$  (Kugovnik idr., 2003). Ta vrednost se ujema z že opisanimi anatomsko pogojenimi omejitvami primika in odmika v kolenu, kar pa pravzaprav pomeni, da ima smučar koleno zunanje - bolj obremenjene - noge morda že blizu skrajnega valgusa (odmika). V smučarskem zavoju je

torej prisoten položaj kolena, ki se od običajne stoje precej razlikuje. Podobni položaji stegenice in golenice, ki jih v čelni ravnini opazujemo v smučarskem zavoju, so se v biomehaniki vsakodnevnih človekovih aktivnosti izkazali za škodljive, saj pospešujejo degenerativne sklepne spremembe.

### 1.3. Poškodbe pri smučanju

Izsledki študij, ki so preučevale večletno statistiko poškodb pri rekreativnih smučarjih, so pokazali 2 – 4 registrirane poškodbe na 1000 smučarskih dni (Bergstrom in Ekeland, 2004; Langran in Selvaraj, 2002; Warda in Yanchar, 2012). Resnejših poškodb, ki so zahtevale obravnavo v specializiranih travmatoloških centrih, pa je bilo 0,06 – 0,07 na 1000 smučarskih dni. Pri tekmovalcih v svetovnem pokalu pa je relativna pogostost poškodb bistveno višja (Flørenes, Bere, Nordsletten, Heir in Bahr, 2009) in sicer okoli 10 poškodb na 1000 voženj (ne dni!). Pri tem pa je kar okoli 50% poškodb takšnih, ki zahtevajo kirurško oskrbo. Poškodb je največ pri smuku in najmanj pri slalomu, pri veleslalomu pa je njihovo število blizu zgoraj navedenemu povprečju. V novejšem obdobju (po letu 2000) je pogostost vseh poškodb padla za cca 10%, kar se pripisuje predvsem izboljšanim vezem, ki se pri padcu zanesljiveje odpenjajo (Brucker idr., 2014). Po drugi strani pa je v tem obdobju naraslo število težjih poškodb kolena, pojavila pa so se tudi nekatere, sicer redke poškodbe, kot je npr. vtisni zlom goleničnega platoja, ki jih prej skoraj nismo poznali (Veselko, Polajnar in Trobec, 2008), in se jih pripisuje uporabi smuči s poudarjenim stranskim lokom in višjim hitrostim.

Pri smučanju je koleno najpogosteje poškodovan sklep in predstavlja 30 – 50% vseh poškodb, kar velja tako za rekreativce kot tudi tekmovalce (Brucker idr., 2014; Burtscher idr., 2008; Flørenes idr., 2009). Pri težjih poškodbah sta najpogosteje poškodovani kolenski strukturi notranja stranska vez in pa sprednja križna vez; prva nekoliko prevladuje pri rekreativcih, druga pa pri tekmovalcih (Brucker idr., 2014; Flørenes idr., 2009; Paletta in Warren, 1994; Rust, Gilmore in Treme, 2013). Meniskusi, zunanja stranska vez in druge strukture se poškodujejo redkeje in največkrat v kombinaciji s prej omenjenima (Duncan, Hunter, Purnell in Freeman, 1995; Kim, Endres, Johnson, Ettlinger in Shealy, 2012; Pressman in Johnson, 2003). Tako za rekreativce kot tudi tekmovalce je bilo ugotovljeno, da se najpogosteje poškoduje koleno takrat, ko je v zavoju na zunanji strani (Urabe, Ochi, Onari in Ikuta, 2002).

Najpogostejši mehanizmi težjih poškodb kolena (poškodba sprednje križne vezi izolirano ali v kombinaciji z drugimi strukturami) so dokaj dobro preučeni. Največkrat gre za nepričakovano izgubo ravnotežja in zdrs zunanje smučke, ki mu sledi ponoven kontakt

robnika s snežno podlago. Takrat pride do nenadnih visokih obremenitev kolena v smeri valgusa in notranje rotacije ali pa valgusa in zunanje rotacije (Bere, Flørenes, Krosshaug, Nordsletten in Bahr, 2011; Jarvinen, Natri, Laurila in Kannus, 1994; Rossi, Lubowitz in Guttmann, 2003; Shea idr., 2014). Kot kaže, so se s pojavom poudarjenega stranskega loka močno povečale rotacijske obremenitve na koleno, do katerih prihaja v fazi lovljenja ravnotežja in ponovnega kontakta robnika s podlago; torej takrat, ko smučka po izgubi stika s podlago ponovno »zagrabi«. Nekoliko drugačen mehanizem poškodbe sprednje križne vezi pa se zgodi pri skoku ali nenamerni izgubi stika smučič s podlago, kadar sledi pristanek na repe smučič, pri katerem se ob dodatni mišični aktivnosti štiriglave stegenske mišice in čvrsti opori goleni v smučarskem čevlju napetost v sprednji križni vezi kritično poveča (Bere, Flørenes, idr., 2011).

Nenadni dogodki, ki vodijo do poškodb kolena pri smučanju, so torej poznani. Po drugi strani pa v alpskem smučanju ni študij, ki bi ugotavljale povezave med degenerativnimi spremembami kolenskega sklepa in smučanjem pod vplivom visokih aksialni sil, katerim je koleno dokazano izpostavljeno. Prav tako tudi ni raziskan morebitni škodljiv vpliv različnih anatomskih postavitev golenice napram stegenici v smislu varusa/valgusa in rotacij pri smučanju.

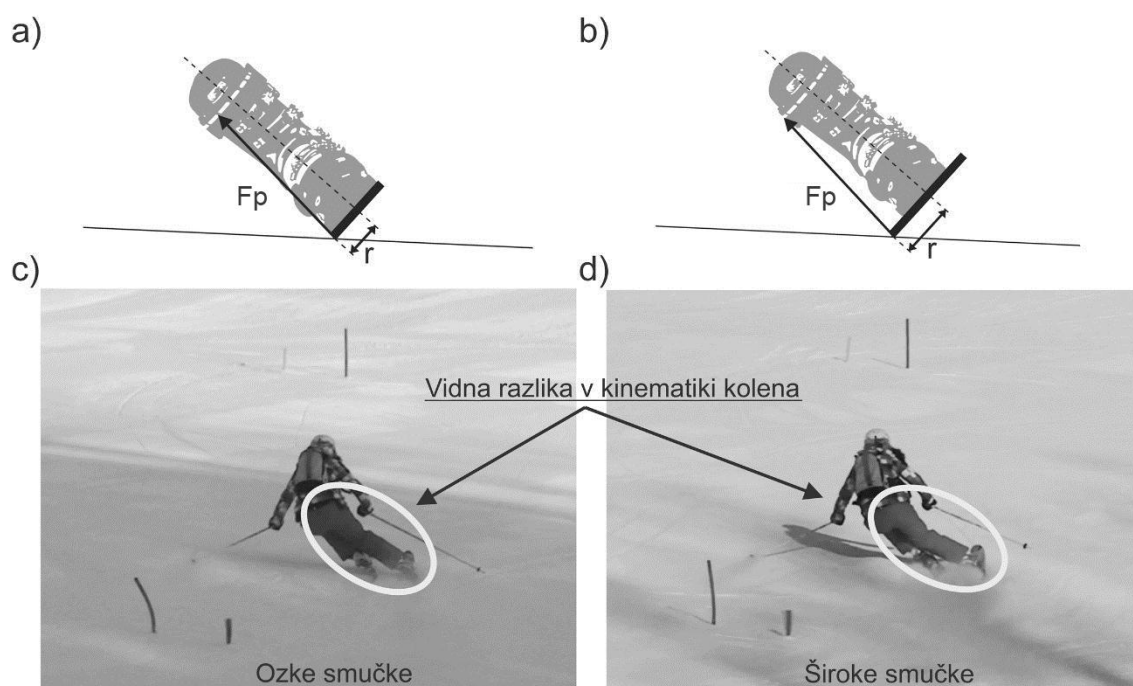


## 2. PREDMET IN PROBLEM

Prehod iz smučanja naravnost v zavoj se izvede tako, da smučar potisne koleno zunanje noge navznoter in s tem postavi smučko na robnik. Pri tem se zgodi dvoje:

1. Prijemališče reakcijske sile podlage ( $F_p$ ) ni več pod stopalom, ampak se pri zunanji smučki premakne navznoter (medialno) proti smučarskemu robniku.
2. Pojavi se radialna komponenta sile podlage ( $F_{rad}$  na sliki 3). Pojav radialne sile vpliva na potek  $F_p$  v čelni ravnini.

Premik  $F_p$  navznoter (medialno) v smučarskem zavoju je odvisen od širine smučke. Če privzamemo, da je smučka v stiku s snegom samo z robnikom, je ta premik tem večji, čim širša je smučka (slika 10).



**Slika 10.** Pri smučarskem zavoju na trdi snežni podlagi je točka prijemališča reakcijske sile podlage pri širši smučki pomaknjena dlje od sredine noge v smeri navznoter (b) kot pri ožji smučki (a). Vizualni vtis pri širši smučki (d) je, da je kinematika kolena pomaknjena bolj v smer zunanje rotacije in odmika (valgusa) kot pri ožji smučki (c).

Opisano velja za smučanje na trdi snežni podlagi, kjer sta izpolnjena pogoja, da je ugrezanje robnika v sneg majhno in da je snežna podlaga skoraj nestisljiva (Federolf,

Roos, Lüthi in Dual, 2010). Različen položaj prijemališča reakcijske sile podlage lahko pomeni:

- različno obremenitev/navor na kolenski sklep v čelni ravnini na različno širokih smučeh in/ali
- različno kinematiko kolena in/ali drugih telesnih segmentov na različno širokih smučeh zaradi smučarjevega prilagajanja različnim pogojem.

V primeru, da se položaj kolena oziroma koti v kolenskem sklepu v nobeni od anatomskih ravnin pri prehodu iz smučanja naravnost v zavoj ne bi spremenili, bi lahko sklepali, da se v prvem sklepu v kinetični verigi nad relativno fiksiranim gležnjem – v kolenu – pojavi varusni moment, ki je tem večji, čim širša je smučka. Dogajanje lahko primerjamo s stoji na eni nogi, ki je v kolenu varusno deformirana, pri čemer se, kot je bilo razloženo, poveča kompresijska sila na notranji del sklepa, posledično pa je sklepni hrustanec notranjega kompartmenta dodatno obremenjen. Premik prijemališča reakcijske sile podlage v zavoj, ki je odvisen od širine smuči, utegne biti v povezavi z obremenitvami in poškodbami kolenskega sklepa pri alpskem smučanju še posebej pomemben, saj je zaradi radialnih sil reakcijska sila podlage precej večja kot pri običajni hoji, kar je že bilo omenjeno. Poleg tega je tudi trajanje delovanja sile v zavoj razmeroma dolgotrajno in precej daljše kot traja faza opore pri hoji.

Pri tekmovalnem in tudi hitrem rekreativnem smučanju s krajšimi zavoji je potreben zelo velik nagib smuči, zaradi česar obstaja nevarnost nasedanja smučarskega čevlja na sneg. Temu se lahko izognemo na dva načina: z večjo širino smuči pod smučarskim čevljem ali pa z dvigom čevlja nad smučko. V drugem primeru igra vlogo takoimenovana podložna plošča – vmesna podloga med smučko in vezmi, ki je bila sicer uvedena že v osemdesetih letih prejšnjega stoletja (Lešnik in Žvan, 2010); takrat sicer z namenom ustrežnejšega upogibanja smučke v zavoj v območju pod smučarskim čevljem (slika 11). Z večanjem debeline podložne plošče se poveča takoimenovana stojna višina: razdalja med spodnjim robom smučarskega čevlja in tlemi (skupna višina, ki jo predstavljajo smučka, podložna plošča in vez).



**Slika 11. Prikaz podložne plošče med smučko in vezjo.** Zaradi podložne plošče na smučki pod smučarskim čevljem se poveča stojna višina, s čimer se zmanjša verjetnost nasedanja čevlja na sneg pri velikih nagibih v zavoju.

Širina smučke in tudi stojna višina sta predpisani s strani Mednarodne smučarske zveze. Osnova za omejevanje dimenzij enega in drugega je varnost smučarja predvsem v kontekstu poškodb kolenskega sklepa. Spreminjanje predpisov Mednarodne smučarske zveze (FIS) glede dovoljene širine smučī in stojne višine za članske tekme za svetovni pokal v veleslalomu je prikazano v tabeli 1.

**Tabela 1. Predpisi mednarodne smučarske zveze glede omejitve širine smučī in stojne višine za članske tekme svetovnega pokala (Specifications for Competition Equipment, Edition 2015/2016).**

	Pred 2007	2007	2011	Od 2012
Širina smučī pod vezjo	$\geq 60\text{mm}$ (vse discipline)	$\geq 65\text{mm}$ (vse discipline)	$\geq 63\text{mm}$ (SL) $\geq 65\text{mm}$ (VSL, SVSL) $\geq 67\text{mm}$ (SM)	$\geq 63\text{mm}$ (SL) $\leq 65\text{mm}$ (VSL, SVSL, SM)
Stojna višina (vse discipline)	$\leq 55\text{mm}$	$\leq 50\text{mm}$	$\leq 50\text{mm}$	$\leq 50\text{mm}$

*SL: slalom, VSL: veleslalom, SVSL: superveleslalom, SM: smuk*

Iz tabele 1 je razvidno, da se je najmanjša dovoljena širina smučke pod smučarskim čevljem leta 2007 močno povečala. Leta 2011 se je spodnja dopustna širina pri slalomu nekoliko zmanjšala, pri smuku pa še dodatno povečala. Leta 2012 pa so omejili zgornjo dopustno širino (na največ 65 mm pri vseh disciplinah razen pri slalomu) in ta omejitev

ostaja do danes enaka. Vidimo, da glede širine smuči pod smučarskim čevljem ni enovite rešitve. Največja stojna višina se je leta 2007 zmanjšala iz 55 na 50 mm in takšna ostaja še danes.

S stališča tveganja za poškodbo/preobremenitev kolenskega sklepa predstavljata širina smučke in stojna višina različni potencialni nevarnosti. Pri povečani širini smuči je zaradi potencialno povečane razdalje med kolenskim sklepom in reakcijsko silo podlage eventualna neugodna navorna situacija in asimetrična obremenitev sklepnih površin kolena lahko prisotna pri vsakem običajno izpeljanem zavoju. S povečevanjem stojne višine pa se povečuje razdalja med kolenom in stikom smučke s tlemi. Pri normalno izpeljanem zavoju ta razdalja nima nikakršnega vpliva na obremenitev kolena. V primeru motnje v smislu sunka sile v mediolateralni smeri, do česar lahko pride npr. pri zdrsuh smuči in nenadni ponovni vzpostavitvi stika robnika smučke s podlago ali zaradi vpliva neravnega terena (vibracije), pa nastane zaradi daljše ročice večji navor na koleno, manjša možnost kompenzacije z mišicami in potencialno večja verjetnost za poškodbo.

Iz opisanega je mogoče sklepati, da imajo pravila FIS glede omejitev širine smuči in stojne višine povsem drugačen učinek in da je na oba dejavnika potrebno gledati neodvisno. Poleg tega pa glede predpisovanja dopustne širine smuči, ki je bila v nekem obdobju omejena navzgor potem pa spet navzdol, s stališča varnosti tekmovalcev ni videti posebne logike.

Omenimo še biomehanske lastnosti smuči za prosti slog, ki so namenjene smučanju po globokem sveže zapadlem snegu in običajno izven urejenih smučišč. Te so izjemno široke (do 12 cm na najožjem mestu pod nogo), razmeroma dolge in imajo majhno upogibno in torzijsko togost (Lešnik in Žvan, 2010). Velika površina vsaj deloma zmanjša ugrez v mehko podlago in omogoča lažje zavijanje. Ugrez takšne smučke v podlago v zavoju pomeni, da se prijemališče sile podlage razporedi po celotnem delu smučke, ki je ugreznjen, oziroma se točka prijemališča reakcijske sile podlage, gledano prečno, prestavi bližje sredini smučke (Federolf idr., 2010). Na sile in navore v kolenskem sklepu v prečni smeri to učinkuje tako, kot da bi bile smuči ožje. Razumljivo pa je, da se situacija popolnoma spremeni, če zapelje smučar s takšno smučko na trdo podlago, kjer skoraj ni ugrezanja. Smučarji pogosto – tudi zaradi visokih cen smučarske opreme – nimajo več

parov smuči, kar pomeni, da se s širokimi smučmi smučajo tudi po urejenih/trdih snežnih podlagah.

Na podlagi opisanega razmisleka in tudi vizualnega opazovanja smučarjev v zavoju na različno širokih smučeh (slika 10, c in d) smo sklepali, da širina smuči vpliva na kinematiko kolenskega sklepa v zavoju in da morda prihaja pri tem tudi do različnih navornih situacij v kolenu. Posledično se je pojavilo vprašanje, če obstaja vzorec prilagajanja kinematike kolena na smučarski zavoj z različno širokimi smučmi in kakšna je pri tem aktivnost mišic, ki nadzorujejo kolenski sklep. Končno nas je zanimalo tudi, če obstaja različno tveganje za poškodbo in/ali preobremenitev kolena pri uporabi različno širokih smuči in če so s stališča varnosti smučarjev smiselni trenutno veljavni predpisi Mednarodne smučarske zveze glede dovoljene širine smuči in stojne višine.

### 3. CILJI IN HIPOTEZE

Glavna cilja raziskave sta bila ugotoviti (1) povezanost širine smuči in položaja kolenskega sklepa v smučarskem zavoju in (2) ali širina smuči vpliva na spremembo varusnega momenta v kolenskem sklepu med zavijanjem: (a) na terenu v realnih smučarskih pogojih in (b) v laboratorijskih pogojih, kjer ni zunanjih motenj in kjer je mogoče zagotoviti primerljivejše pogoje za vse merjence.

V laboratorijskem delu eksperimenta pa smo si postavili še dodatni cilj: ugotoviti ali se s širino smuči spremeni mišična aktivacija spodnjih udov in ali obstaja povezava med kinematiko kolena in mišično aktivacijo.

V skladu s cilji in glede na predhodna opazovanja ter preučeno literaturo smo postavili naslednje hipoteze:

H1: S povečevanjem širine smuči se povečuje zunanja rotacija kolena zunanje noge v fazah aktivnega zavijanja.

H2: S povečevanjem širine smuči se povečuje odmik (abdukcija) kolena zunanje noge v fazah aktivnega zavijanja.

H3: Potek reakcijske sile podlage ( $F_p$ ) se v fazah aktivnega zavijanja na zunanji nogi z naraščanjem širine smuči od kolenskega sklepa odmika vse bolj v medialni smeri, kar povzroča večjo ročico varusnega momenta.

H4: S povečevanjem širine smuči se v zavoju na zunanji nogi poveča aktivnost zunanjih rotatorjev kolena (m. biceps femoris).

H5: S povečevanjem širine smuči se v zavoju na zunanji nogi zmanjša aktivnost notranjih rotatorjev kolena (m. semimembranosus).

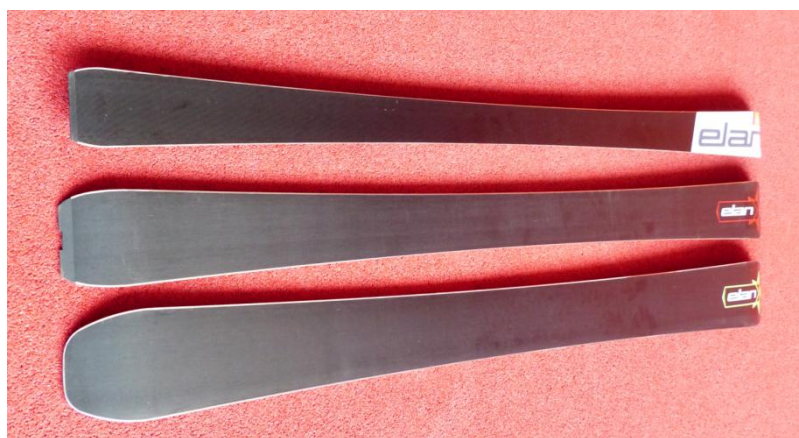
## **4. METODE**

Eksperiment je potekal v dveh ločenih delih; najprej na terenu in potem v laboratoriju. Obema je bilo skupno proučevanje položaja kolenskega sklepa zunanje noge v vseh treh ravninah v smučarskem zavoju. Na terenu smo zajemali realne smučarske pogoje, v laboratoriju pa smo smučanje simulirali na posebni testirni napravi, kjer smo kontrolirali upogib kolenskega sklepa in nagib smučke. Zaradi posebnosti merjenja na terenu se je uporabljena merilna oprema v laboratoriju precej razlikovala od tiste na terenu. Na terenu smo zajemali kinematične parametre kolenskega sklepa, v laboratoriju pa smo poleg kinematike zajemali tudi podatke o smeri in velikosti sile podlage, ki deluje na smučarja v kvazistatičnem položaju v smučarskem zavoju, in pa podatke o električni aktivnosti mišic spodnjega uda.

## 4.1. Terenske meritve

### 4.1.1. Merjenci, oprema in merilni postopek

Na terenu smo merili 6 zdravih merjencev starih 20 do 30 let ( $M = 23,33$   $SD = 3,44$ ), telesna višina je bila med 1,66 in 1,76 m ( $M = 1,72$   $SD = 0,04$ ), telesna teža pa med 60 in 75 kg ( $M = 65,5$   $SD = 5,96$ ). Vsi so imeli izvrstno smučarsko znanje, saj so bili člani Slovenske demonstratorske vrste in obenem tudi bivši tekmovalci. Nihče od njih ni imel nikoli poškodovanega kolena in tudi ne kakšne druge resnejše poškodbe. Vsak merjenec je izpeljal vsaj 1 vožnjo na vsakem od treh parov smučí, ki so se med seboj razlikovale samo po širini pod smučarskim čevljem, sicer pa so imele enake geometrijske in konstrukcijske lastnosti. Prvi tip smučke s širino 65 mm pod čevljem je bil imenovan »ozka smučka«, drugi tip s širino 88 mm pod čevljem je bil imenovan »srednja smučka« in tretji tip s širino pod čevljem 110 mm je bil imenovan »široka smučka« (slika 12).



*Slika 12. Tip testnih smučí, ki so bile uporabljene v eksperimentu. Od vrha navzdol si sledijo smučke širin pod smučarskim čevljem 65 mm, 88 mm in 120 mm.*

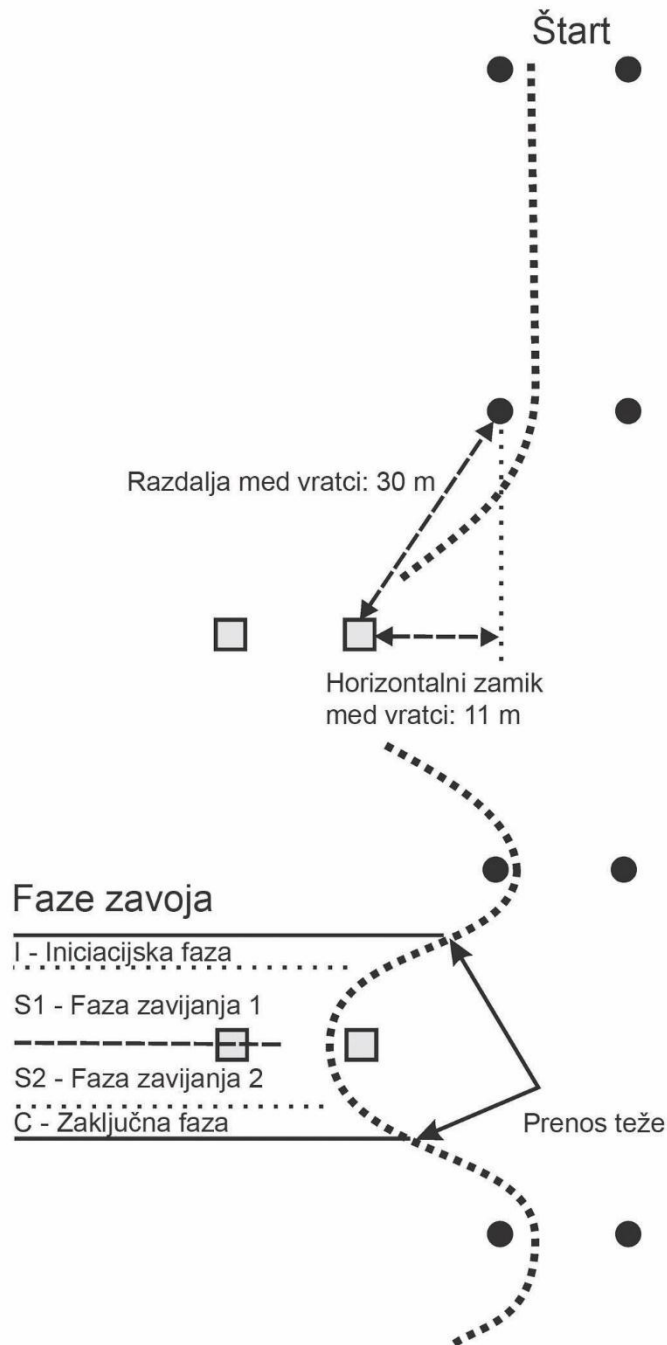
Širina ozke smučke je v območju, ki se uporablja tako v tekmovalnem kot tudi v rekreativnem smučanju, preostali dve širini pa se uporabljata samo v rekreativnem smučanju.

Pri postavitvi proge smo si pomagali z visoko ločljivim in visoko frekvenčnim geodetskim RTK (»Real Time Kinematics«) globalnim satelitskim navigacijskim sistemom (GNSS)



(Leica Geosystems AG, Heerbrug, Švica) in ustrezno programsko opremo. Merilna enota (rover) in referenčna postaja sta bili sestavljeni iz enakih komponent: sprejemnik Leica GX 1230 GG RTK GNSS, GNSS antena Leica AX 1202 GG in pripadajoči radijski modemi. Sistem je zagotavljal v statičnih pogojih natančnost 0,5 cm v horizontalni in 1 cm v vertikalni smeri (Supej, 2010).

Na srednje težkem terenu s povprečno naklonino  $14,5^\circ$  smo postavili veleslalomsko progo z 12 zavoji, ki je omogočala zarezno tehniko smučanja na testnih smučeh (slika 13). Na podlagi opazovanja testnih voženj dveh merjencev na vsakem izmed tipov smučí smo določili absolutne razdalje in horizontalne zamike med vratci tako, da bi bilo smučanje čim bolj varno. Da bi zagotovili čimbolj standardne pogoje so bile vse absolutne razdalje (30 m) med vratci identične in prav tako tudi vsi horizontalni zamiki (12 m). V analizo nismo vključili prvega in zadnjega zavoja. V prvi zavoj je merjenec prismočal naravnost, tako da je imel v naslednjem zavoju (prvem, ki je bil vključen v analizo) že zadostno hitrost, ki je bila potrebna za izpeljavo tehnično pravilnega zareznega zavoja (Lešnik in Žvan, 2010). S pomočjo vseh zaporedij po treh vratac smo določili nagib proge vstran (Gilgien, Crivelli, Spörri, Kröll in Müller, 2015) in ugotovili, da je bil nagib terena vstran dovolj majhen ( $M=0,91^\circ$ ,  $SD= 3,75$ ), da smo privzeli, da je bila proga postavljena tako, da je vseh 10 analiziranih zavojev na njej identičnih, oziroma so se razlikovali samo po smeri (levi in desni zavoji).



*Slika 13. Shema proge in trajektorije smuči. Prikazana je razdalja in horizontalni zamik med vratci ter razdelitev zavoja na štiri standardne faze. Prikazan je tudi vstop v prvi zavoj, ki ni bil upoštevan pri analizi.*

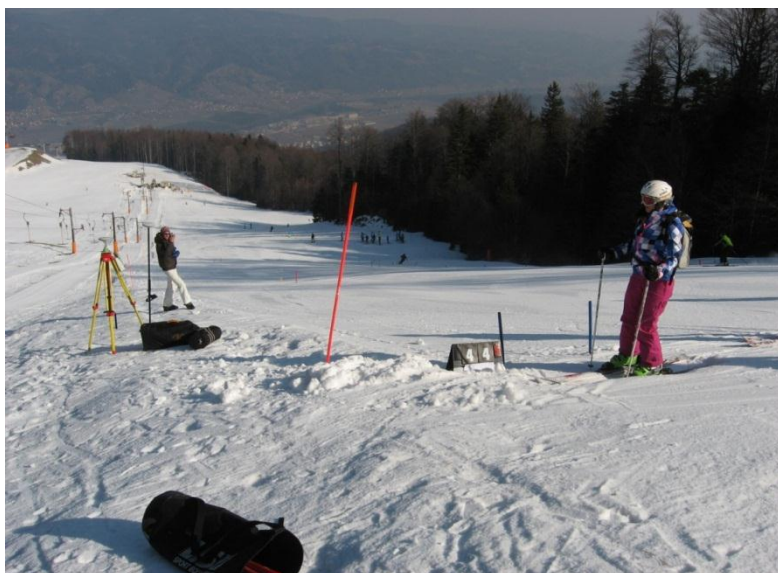
Vsak merjenec je prevozil progo z ozkimi, srednjimi in širokimi smučmi v naključnem vrstnem redu. Pred vsako vožnjo so imeli možnost prekusiti tudi srednje in široke smuči, kljub temu, da so od prej že imeli izkušnje s takšnimi smučmi. Ker smo hoteli vpliv reber in žlebov na progi na kinematiko smučanja (Lešnik, Axelsson in Supej, 2013; Supej, Nemeč in Kugovnik, 2005) čim bolj zmanjšati, smo meritev razdelili na tri zaporedne dni. Vsak dan sta smučala samo dva merjenca, tako da je bilo dnevno opravljenih 6 voženj. Snežna površina je bila vse dni kompaktna in pomrznjena, vreme je bilo jasno, temperatura zraka je bila ves čas pod lediščem, zračna vlaga je bila nizka in vse dni skoraj enaka. Takoj po vsaki vožnji smo z oddrsavanjem progo spet zgladili. S posebno barvo za označevanje snega smo na progi označili več referenčnih točk med vratci in tako zagotovili - kolikor je bilo mogoče - enako trajektorijo pri vseh merjencih na vseh testnih smučeh.

Merili smo tridimenzionalno gibanje celotnega telesa v realnem času, pri čemer smo združevali podatke iz merilnega sistema inercialnih senzorjev in visoko ločljivega in visokofrekvenčnega globalnega navigacijskega satelitskega sistema (RTK GNSS) po postopku, ki je bil opisan v prejšnjih študijah (Krüger in Edelmann-Nusser, 2010; Supej, 2010). Uporabljen je bil sodoben sistem inercialnih senzorjev MVN Biomech v3.4.1 (Xsens Technologies B.V., Enschede, Nizozemska), pri katerem 17 senzorjev meri parametre 23 telesnih segmentov in 22 sklepov pri frekvenci zajemanja 120 Hz (slika 14).



*Slika 14. Primer tipa obleke s sistemom inercialnih senzorjev, s katero smo izvajali meritve (levo) in nameščanje sistema na merjenca pred meritvijo (desno).*

Ker pa sistem inercialnih senzorjev ne meri absolutnega položaja v prostoru, smo merjenec opremili tudi z že omenjenim RTK GNSS, s čimer smo v kombinaciji z inercialno obleko izračunali položaj smučarjevega težišča in smuči v globalnem koordinatnem sistemu. Sistem je v dinamičnih pogojih zagotavljal natančnost 1 cm v horizontalni in 2 cm v vertikalni smeri z zanesljivostjo 99,99 % po specifikacijah proizvajalca. Merilno enoto z anteno RTK GNSS je imel med smučanjem merjenec v nahrbtniku, referenčna postaja je bila nameščena ob progi (slika 15). Položaj antene je bil glede na položaj kolčnih in ramenskih sklepov natančno izmerjen. To je bilo pomembno za kasnejše natančno modeliranje položaja smučarjevega trupa, ko smo v celoto sestavljali podatke iz sistema RTK GNSS in iz sistema inercialnih senzorjev (Supej idr., 2013).



*Slika 15. Merjenec pred startom z nahrbtnikom, v katerem je RTK GNSS merilna postaja z anteno. V levem delu slike je postavljena referenčna postaja za RTK GNSS.*

Pri računanju smučarjevega težišča smo upoštevali antropometrični model (de Leva, 1996; Zatsiorsky, Seluyanov in Chugunova, 1990) in na ustrezne telesne segmente dodali težo smučarskega čevlja, smuči, podložne plošče, vezi, smučarskih palic in nahrbtnika z merilno opremo. Težo ostale opreme (oblačila, inercialni senzorji) smo stehali skupaj s smučarjem in jo upoštevali, kot da je del njegove telesne teže. Po določitvi gibanja smučarjevega težišča v globalnem koordinatnem sistemu smo z upoštevanjem kinematike celotnega telesa določili radij zavoja zunanje smučke v vsakem trenutku gibanja, kar smo sestavili v trajektorijo gibanja zunanje smučke (Supej, Kugovnik in Nemeč, 2005, 2008).

Iz podatkov o gibanju težišča smo izračunali tudi velikost reakcijske sile podlage v vsaki opazovani točki analogno, kot je že bilo izvedeno (Supej, Kipp in Holmberg, 2011). Na tak način smo tudi ugotavljali, če smučarji smučajo po medsebojno primerljivih trajektorijah. Dodaten parameter, ki ga smo ga iz teh podatkov izračunali, je bil tudi smučarjeva hitrost.

S pomočjo inercialnih senzorjev smo merili standardne kote v kolenu: upogib/izteg v bočni (sagitalni) ravnini, notranjo/zunanjo rotacijo v prečni (transverzalni) ravnini in odmik/primik v čelni (frontalni) ravnini. Pozitivni predznak za gibanje v posameznih ravninah je bil izbran v skladu s preteklimi študijami (Lu, Tsai, Kuo, Hsu in Chen, 2008; Wilson, Feikes, Zavatsky in O'Connor, 2000) in tako so bili za pozitivne smeri gibanja v posameznih ravninah oznančeni upogib, odmik in notranja rotacija (slika 5).

V standardnih biomehanskih študijah (Cole, Nigg, Ronsky in Yeadon, 1993; Grood in Suntay, 1983) je privzet center rotacije v sredini med medialnim in lateralnim kondilom stegenice. Podobno velja tudi za naše meritve s sistemom MVN Biomech, le da sistem privzame, da sta oba kondila na enaki višini.

Pri analizi podatkov smo zavoje razdelili v 4 standardne faze (Müller idr., 1998; Supej in Holmberg, 2010), slika 13. Iniciacijska faza je bila definirana v območju, kjer je bil radij zavoja večji od 21,4 m, kar je bil deklariran radij testnih smučí. Ta faza je bila nadalje razdeljena v dve fazi (končno in začetno) in sicer glede na točko prenosa teže, ki jo predstavlja pravokotno na sneg projicirana točka, kjer se križata trajektorija težišča in trajektorija smučke. Vmesno območje zavoja - med začetno in končno fazo - kjer je radij zavoja manjši od deklariranega radija smučke (pod 21,4 m), je definirano kot »faza zavijanja«, ki se dodatno deli na »fazo zavijanja 1« (nad količkom) in »fazo zavijanja 2« (pod količkom). Podatke smo po fazah uskladili s kubično interpolacijo posameznih faz, da smo lahko v analizi sinhrono primerjali zavoje v identičnih točkah. Pri vsakem posameznem smučarju smo iz vseh izmerjenih zavojev na zunanji smučki izračunali povprečne vrednosti upogiba, rotacije in odmika kolenskega sklepa v vsaki od 300 točk, na katere je bil zavoj razdeljen; izračunali pa smo tudi povprečja teh vrednosti za vsako posamezno fazo zavoja. V teh istih točkah zavoja smo za vsakega posameznega merjenca izračunali tudi velikost sile podlage in radij zavoja.

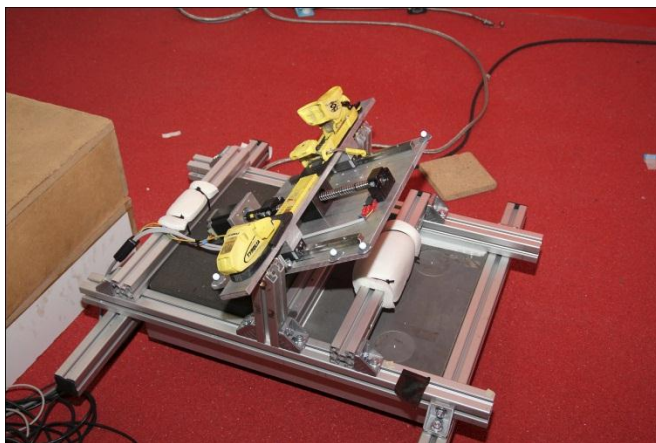
#### 4.1.2. Statistična analiza

Za vsako opazovano točko zavoja smo za vse parametre izračunali povprečje in standardno deviacijo. Potem smo izračunali povprečne in maksimalne vrednosti za posamezne faze zavoja pri različnih tipih smuči, kar smo nadalje statistično analizirali. Normalnost porazdelitve vzorca je bila testirana s Shapiro-Wilkovim testom. V tistih primerih, kjer porazdelitev vzorca ni bila normalna, smo opravili korekcijo z Box-Coxovo transformacijo moči. Razlike med parametri smo testirali z enosmerno ANOVO za ponavljajoče meritve in opravili tudi korekcijo zaradi odstopa od sferičnosti, kar je bilo potrebno v vseh primerih. Pri post hoc analizi smo razlike med posameznimi pari različno širokih smuči testirali s parnimi t-testi. Stopnjo statistične značilnosti smo določili pri  $p < 0,05$ . Kinematično in statistično analizo smo opravili v programskem okolju Matlab 7,5 (MathWorks, Natick, MA, USA).

## 4.2. Laboratorijske meritve

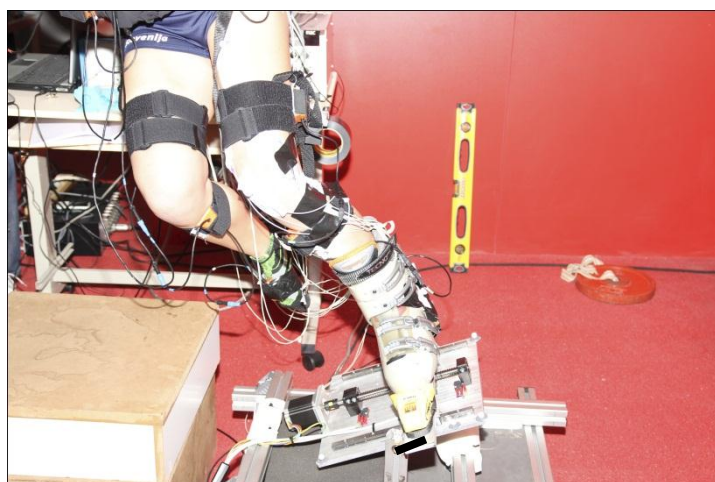
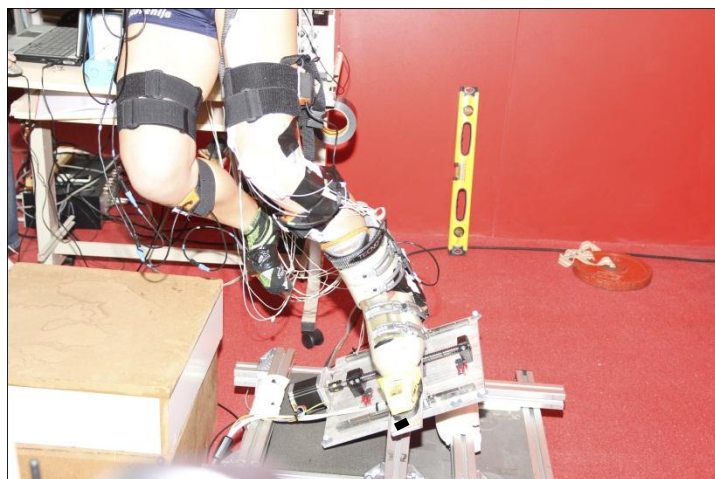
Namen laboratorijske simulacije je bil preveriti izsledke na terenu v pogojih, kjer ni motenj zaradi spreminjajoče se trdote snega (Federolf idr., 2010), kanalov na progi (Lešnik idr., 2013; Supej, Nemec, idr., 2005) ali vibracij (Klous, Müller in Schwameder, 2010). Dodatno so imeli pri laboratorijski simulaciji merjenci vnaprej določen kot kolena v sagitalni ravnini (upogib). Na ta način smo želeli izločiti vpliv upogiba kolena na primik/odmik ter na notranjo/zunanjo rotacijo in tako natančneje določiti vpliv same širine smuči na položaj kolena v transverzalni in sagitalni ravnini; želeli pa smo tudi izključiti vpliv upogiba na navor v kolenu ter s tem na mišično aktivnost. Vnaprej določen upogib kolena je bilo pri poskusu na terenu nemogoče zagotoviti. Poleg nagiba telesa smo nadzorovali tudi nagib smučke, s čimer smo želeli simulirati identične radije zavoja pri vseh merjencih.

Za laboratorijske meritve smo uporabili 14 zdravih merjencev, stari so bili 22 do 40 let ( $M = 27,92$ ,  $SD = 5,41$ ), visoki 1,65 do 1,88 m ( $M = 1,74$   $SD = 0,09$ ) in težki 62 do 85 kg ( $M = 73,9$   $SD = 9,78$ ). Vsi so imeli najmanj osnovno smučarsko znanje. S smučarskim čevljem so bili vpeti v posebej prirejen simulator položaja smučarja na robniku - platforma (slika 16).



*Slika 16. Simulator smučanja. Simulator smučanja (platforma) položen na tenziometrijsko ploščo. Mehanizem za vpetje smučarskega čevlja je prosto gibljiv okoli vzdolžne osi. Na plošči so vidni tudi optični markerji.*

V osnovi je šlo za kovinsko ploščo vpeto v ogrodje tako, da je bilo njeno gibanje prosto okoli sagitalne osi. Smučar je bil z levo nogo vpet v platformo (»smučko«), ki se je s pomočjo koračnega elektromotorja pomikala v ravnini plošče prečno glede na njeno osišče (slika 17). Elektromotor je bil krmiljen z računalnikom, preko katerega smo simulirali različno širino smučí tako, da smo spreminjali odmik smučarja od položaja osišča pod sredino čevlja (izhodiščni položaj oz. širina 0) v smeri navzven.



**Slika 17. Prikaz različnih položajev merjenca na simulatorju. Simulacija zavoja na ožji smučki (zgoraj) in na širši smučki (spodaj).**

Merjenec je bil z rigidno vrvjo in preko silomera (HBM model ADC, programsko okolje Dewesoft X1) vpet tudi v stran, s čimer smo simulirali tudi stalno radialno silo (slika 18). Simulator je bil položen na tenziometrijsko ploščo (Kistler 9253A11, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švica), ki je merila silo reakcije podlage v vseh treh smereh in njeno točko prijemališča.





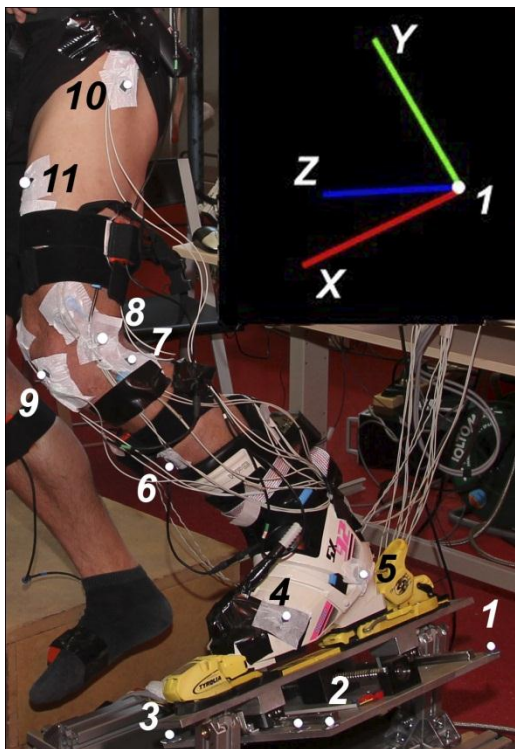
*Slika 18. Simulacija radialne sile v zavoju. S spreminjanjem dolžine vpetja vstran se je spreminjal kot nagiba smučarja, s tem pa tudi velikost radialne sile. Višino vpetja smo pri različno visokih merjencih spreminjali tako, da je bil potek vpetja vedno vodoraven. S spreminjanjem dolžine vpetja smo zagotavljali, da je radialna sila vsakič predstavljala enak delež sile teže.*

Kinematične podatke oziroma meritve položaja markerjev smo zajemali s pomočjo optičnega sistema, ki sestoji iz kamere (Optitrack V 120: Trio, Natural Point, ZDA) in ustrezne programske opreme. Kamera je pravzaprav sistem treh kalibriranih infrardečih kamer z resolucijo 640 x 480, ki so zajemale 120 posnetkov na sekundo (slika 19).



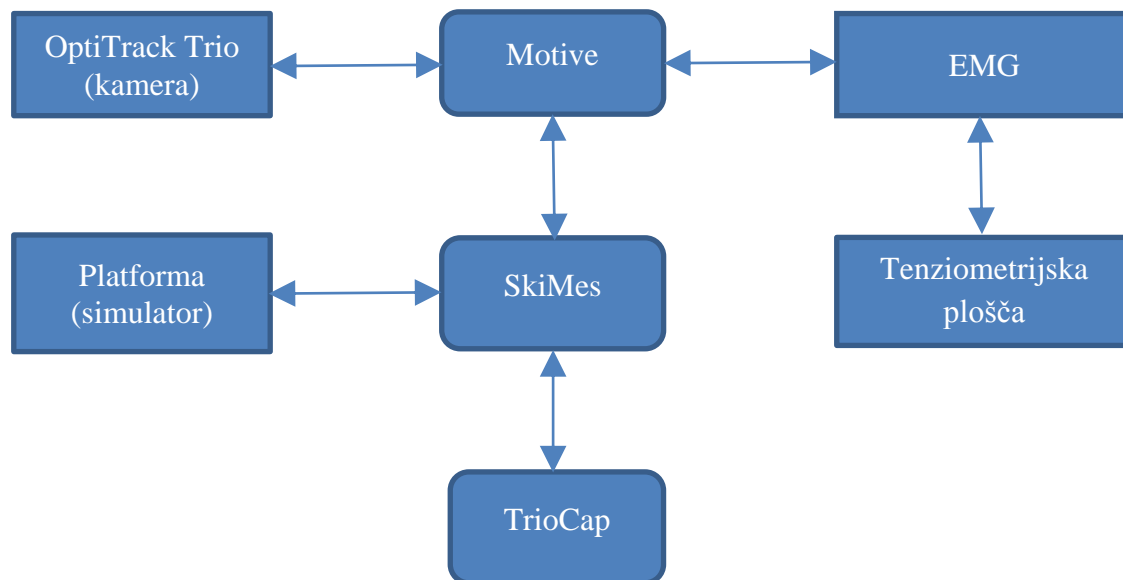
*Slika 19. Infrardeča kamera. Optitrack V 120: Trio.*

Preko vmesnika USB2 so se iz kamere prenašale meritve na osebni računalnik, kjer je bil nameščen program za zajemanje in obdelavo meritev Motive. Merjenec je imel na spodnjem udu standardno nameščene optične markerje (Zordan in Horst, 2003), slika 20.



*Slika 20. Prikaz položaja optičnih markerjev in standardnih osi koordinatnega sistema, okoli katerih se je spreminjal položaj kolena med meritvijo (x os: primik/odmik, y os: notranja/zunanja rotacija, z os: upogib/izteg).*

Program Motive je izračunaval trodimenzionalno pozicijo markerjev in jih pošiljal preko TCP/IP povezave v drug program (SkiMes), ki je bil nameščen na istem računalniku. Ta povezava je bila namenjena sprotni obdelavi in interpretaciji rezultatov med samo meritvijo. Za nas je bila sprotna interpretacija pomembna, saj je med zajemanjem meritev merjenec stalno preverjal ali so določeni parametri (upogib kolena, nagib platforme) znotraj vnaprej predvidenih vrednosti. Poleg tega je bilo potrebno meritve markerjev sinhronizirati z meritvami EMG signalov, signalov s tenziometrijske plošče, voditi robotizirano platformo (simulator smučanja) ter odčitavati nagib te platforme s pomočjo senzorja za nagib (potenciometra). V ta namen je bil izdelan nadzorni program SkiMes v programskem jeziku C, ki je komuniciral s programom TrioCap, napisanem v programskem paketu MATLAB, kjer smo prikazovali izbrane parametre meritve. Celotno merilno shemo kaže slika 21.



**Slika 21. Shema laboratorijskega poskusa.** Prikazana je medsebojna povezanost treh merilnih sistemov, smučarskega simulatorja in treh nadzornih računalniških programov (Motive, SkiMes, TrioCap).

Merili smo površinski elektromiografski signal (EMG) naslednjih mišic: vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), semimembranosus (SM), gluteus medius (GM) in adductor longus (AD). Merjenci so imeli na standardnih mestih in v skladu s priporočili združenja SENIAM (Rainoldi, Melchiorri in Caruso, 2004) nad merjenimi mišicami nameščene pare bipolarnih samolepilnih elektrod (Ag/AgCl, Covidien Kendall Disposable Surface EMG/ECG/EKG Electrodes 1" (24 mm) 50 pkg, tip H124SG), središčna razdalja med elektrodami je bila 25 mm, na pogačici pa je bila nameščena referenčna elektroda. Optimalen stik med kožo in elektrodami smo zagotovili tako, da smo kožo pred namestitvijo elektrod obrili in jo razmastili z alkoholom. Da bi bila upornost med elektrodama čim manjša ( $< 5 \text{ k}\Omega$ ), smo kožo pred namestitvijo elektrod dodatno nežno pobrusili z brusnim papirjem. Elektromiografske podatke smo zajemali s sistemom PowerLab (16/30 – ML 880/P, ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Frekvenca zajemanja je bila 2000 Hz. EMG signal je bil ojačen z oktalnim bio ojačevalnikom (ML 138, ADInstruments) v frekvenčni pasovni širini 3 – 1000 Hz. Elektromiografske podatke smo analizirali s programskim sistemom LabChart 7 (ADInstruments). Surovi EMG signali so bili filtrirani v frekvenčnem območju 10 – 500

Hz, nakar so bile s potujočo aritmetično sredino 300 ms izračunane vrednosti kvadratnih korenov povprečnih amplitud kvadratov (RMS).

#### **4.2.1. Potek meritev**

Za vsakega merjenca smo še pred vpetjem v smučarski simulator najprej opravili elektromiografske meritve (EMG); in sicer smo izmerili največje izometrično naprezanje vseh spremljanih mišic (naštete so na prejšnji strani). Nato smo ga vpeli v smučarski simulator in določili primeren nagib vstran, tako da je bil nagib težišča v smučarskem položaju  $25^\circ$ . Preverili smo, če je merjenec nameščen v primeren smučarski odklon in da ima zahtevan upogib kolena ( $40^\circ$  ali  $60^\circ$ ) ter zahtevan nagib platforme ( $25^\circ$ ). Nato smo vključili vnaprej programiran in naključen protokol spreminjanja širine smuči, pri čemer smo simulirali naslednje širine pod čevljem: 0 mm, 60 mm, 90 mm in 120 mm. Merjenec je pri vsaki širini smuči 8 sekund vztrajal v uravnoteženem položaju. Drugo nogo je imel prosto v zraku. Gledal je v zaslon, kjer sta bila ves čas meritve grafično prikazana trenuten upogib kolenskega sklepa in prečni nagib smučke, merilci pa so preverjali tudi nagib telesa v realnem času. Po 8 sekundah se je simulirana širina smučke spremenila. Znotraj enega niza meritev so bile simulirane 4 različne širine smuči. En niz je tako trajal 32 sekund. Med posameznimi nizi sta bili 2 minuti odmora. Merjenec je v sklopu prvih petih nizov meritev vzdrževal  $40^\circ$  upogiba kolena, v sklopu drugih petih nizov meritev pa  $60^\circ$ , oziroma je bil vrstni red vzdrževanja kota v kolenu naključno tudi obraten. Vedno pa je bilo potrebno vzdrževati  $25^\circ$  prečnega nagiba smučke. Skupaj je bilo torej 10 nizov meritev. Na koncu vseh nizov smo opravili še kalibracijsko meritev pri popolnoma iztegnjenem kolenu in položaju širine smuči 0 mm. V tem položaju smo definirali izhodiščni/ničelni vrednosti za gibanje kolena posameznega merjenca v frontalni ravnini oziroma okoli osi x (primik/odmik) ter za gibanje v transverzalni ravnini oziroma okoli osi y (zunanja/notranja rotacija).

Med vzdrževanjem položaja pri vsaki širini smuči smo spremljali naslednje parametre: (1) signal standardno nameščenih optičnih markerjev, ki je podajal realen položaj posameznih segmentov spodnjega uda v prostoru, s tem pa tudi kote v kolčnem sklepu, kolenskem sklepu in gležnju v vseh treh standardnih oseh koordinatnega sistema, (2) površinski

elektromiografski signal preiskovanih mišic, (3) velikost in smer sile reakcije podlage ter položaj njenega prijemališča in (4) velikost radialne sile. Po končanih meritvah na simulatorju smo ponovili še merjenje največjih izometričnih naprežanj z meritvami površinskega elektromiografskega signala preiskovanih mišic (Konrad, 2005).

#### **4.2.2. Obdelava kinematičnih meritev**

Optične meritve smo obdelovali v programu ProcessData, napisanem v programskem paketu Matlab. Ta program je iz meritev, ki jih je zajemal program SkiMes, izračunal koordinate markerjev v koordinatnem sistemu platforme in izračunal kote posameznih segmentov skeleta smučarja. Za uspešno delovanje je izvajal naslednje aktivnosti:

- identificiranje, kateri marker pripada posameznemu segmentu skeleta,
- ocenjevanje pozicije prekritih markerjev z uporabo Kalmanovega filtra,
- pretvorba meritev iz koordinatnega sistema kamere v koordinatni sistem platforme,
- izračunavanje kotov posameznih segmentov skeleta smučarja,
- prikaz rezultatov v obliki Eulerjevih kotov kot so običajno definirani v biomehanskih študijah (Grood in Suntay, 1983).

Pri analizi kinematike kolenskega sklepa smo torej iz absolutnih položajev golenice in stegenice v koordinatnem sistemu platforme izračunali medsebojni položaj golenice in stegenice. Tako smo pridobili relativne vrednosti kotov upogiba, rotacije in odmika v kolenu, pri čemer je bila vrednost upogiba (rotacija okoli osi z) določena vnaprej in jo je merjenec glede na vizualno povratno informacijo po vsaki spremembi širine smuči sproti uravnaval v vrednost  $40^\circ$  oziroma  $60^\circ$ . Upoštevali smo položaj zadnjih dveh sekund pri vsakem od 8 sekund trajajočem položaju in privzeli, da je imel takrat smučar statičen položaj telesa. Glede na frekvenco zajemanja podatkov (120 Hz) smo tako pri vsaki meritvi za vsako od treh vrednosti kota v kolenu pridobili 240 vrednosti.

V položaju simulacije postavitve smuči plosko na podlago (širina 0) smo definirali izhodiščno vrednost položaja kolena v čelni in transverzalni ravnini in ji pripisali vrednost  $0^\circ$  rotacije okoli osi x (odmik/primik) in  $0^\circ$  rotacije okoli osi y (notranja/zunanja rotacija), in sicer ločeno za upogib kolena  $40^\circ$  in  $60^\circ$ . Vrednostim rotacije okoli x in y pri ostalih

širinah (60, 90, 120 mm) v simulaciji kvazistatičnega položaja smučarja na robniku smo odšteli vrednosti pri širini 0 in tako dobili relativne spremembe vrednosti kotov med vsako posamezno širino. Nato smo sešteli vrednosti iz vseh meritev za vsako od treh vrednosti širine smuči ter določili povprečje in standardni odklon za posamezne širine pri upogibu kolena 40° in pri upogibu 60°. Testiranje normalnosti porazdelitve vzorca je bilo narejeno s Kolmogorov-Smirnovim testom. Za normalno porazdeljene spremenljivke je bila uporabljena enosmerna analiza variance s štirimi nivoji, s čimer smo testirali razlike v rotacijah kolena okoli x in y osi pri simuliranih štirih širinah smuči in sicer ločeno pri upogibu kolena 40° in pri upogibu kolena 60°. Če je analiza variance pokazala statistično značilne razlike, smo uporabili Bonferronijev post hoc test za ugotavljanje razlik med posameznimi pari različno širokih smuči. Za spremenljivke, ki niso bile normalno porazdeljene, je bil uporabljen neparametrični Friedmanov test. V primeru značilnosti Friedmanovega testa smo za ugotavljanje razlik med posameznimi pari različno širokih smuči uporabili Wilcoxonov test vsote predznačenih rangov. Za vse teste je bila statistična značilnost sprejeta na nivoju napake alfa pod 0,05. Kinematično analizo smo opravili deloma v programskem okolju Matlab 7.5 (MathWorks, Natick, MA, USA) deloma pa v okolju Microsoft Excel (MicrosoftOffice 2013). Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen SPSS za Windows 21.0 (IBM Corporation, New York, ZDA).

#### **4.2.3. Varusni navor v kolenskem sklepu**

Velikost električnih signalov iz vsakega izmed štirih senzorjev pritiskovne plošče smo z umirjanjem plošče pretvorili v velikost sile za posamezni senzor v vertikalni in v horizontalni smeri. Umerjanje smo opravili z utežjo z znano maso, s katero smo obremenili vsak posamezen senzor v vertikalni in horizontalni smeri. Umeritev je pokazala, da je za transformacijo iz električnega signala  $U$  (mV) v silo  $F$  (N) potrebno upoštevati koeficient 1313 N/mV:

$$F \text{ (N)} = U \text{ (mV)} \cdot 1313 \text{ N/mV}$$

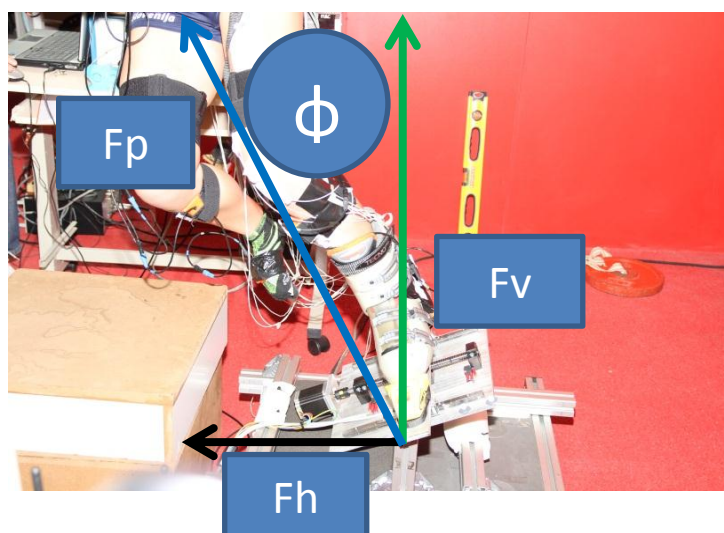
Enako kot pri ostalih merjenih parametrih smo tudi tukaj upoštevali podatke iz zadnjih dveh sekund za vsako posamezno meritev. Podatke iz vsakega posameznega senzorja smo

matematično obdelali v skladu s protokolom proizvajalca in tako dobili velikost vertikalne ( $F_v$ ) in horizontalne komponente ( $F_h$ ) sile reakcije podlage na merjenca (slika 22). Skupno silo ( $F_p$ ) smo določili po Pitagorovem izreku (velikost sile reakcije podlage je kvadratni koren vsote kvadratov obeh komponent):

$$F_p^2 = F_v^2 + F_h^2 \text{ in } F_p = \sqrt{F_v^2 + F_h^2}$$

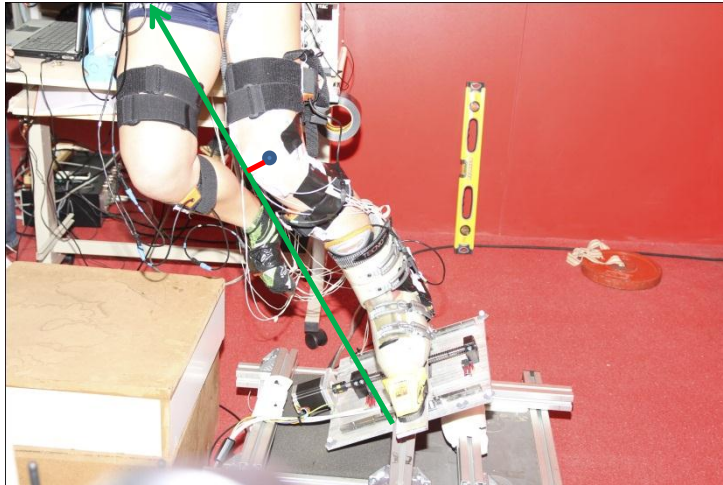
Smer sile  $\phi$  (kot med silo in vertikalno linijo) smo določili po kotni funkciji:

$$\phi = \arctan (F_h/F_v)$$



**Slika 22. Smer  $F_p$  ( $\phi$ ).**  $F_v$ : vertikalna komponenta  $F_p$ ,  $F_h$ : horizontalna komponenta  $F_p$ . Navor na koleno nas je zanimal samo v frontalni ravnini (varusni/valgusni navor), saj v kvazistatičnem položaju v zavoju različen položaj robnika potencialno vpliva na navor na koleno samo v tej ravnini.

Za določanje varusnega/valgusnega navora na koleno (M v Nm) smo poleg velikosti reakcijske sile podlage ( $F_p$  v N) potrebovali še referenčno točko/osišče v kolenu in pa pravokotno razdaljo (r v cm) med reakcijsko silo podlage in to točko (slika 23).



*Slika 23. Razdalja sila-koleno. Shematski prikaz sile reakcije podlage ( $F_p$ ) (zelena puščica) in središča kolena (modra točka). Rdeča daljica shematsko predstavlja pravokotno razdaljo med  $F_p$  in središčem kolena, s tem pa tudi ročico navora na izbrano točko kolena v frontalni ravnini ( $r$ ).*

Za izračun navora sile reakcije podlage na kolenski sklep smo najprej potrebovali osišče kolenskega sklepa. Računali smo navor na sredino kolenskega sklepa. S pomočjo modela stegenice in golenice, ki sta bila opisana z markerji od 5 do 11 (slika 20), smo izračunali središče kolenskega sklepa. Pri tem smo markerje 6, 9 in 11 uporabili tudi za določitev središčnice segmentov in kolenskega sklepa. Prijemališče sile podlage je bilo v osi vrtenja smučarskega simulatorja oziroma v točki simuliranega stika robnika smučke s podlago v zavoju.

Za izračun pravokotne razdalje med  $F_p$  in središčem kolena je bilo najprej potrebno združiti različne koordinatne sisteme. V našem merilnem sistemu so bili trije koordinatni sistemi:

- koordinatni sistem 3 D kamere,
- koordinatni sistem smučarskega simulatorja in
- koordinatni sistem pritiskovne plošče.

Najprej smo koordinatni sistem kamere uskladili s koordinatnim sistemom simulatorja. Pri tem smo uporabili markerje 1, 2 in 3 (slika 20), iz katerih smo razvili novo bazo prostora kamere, ki je bila tako usklajena s koordinatnim sistemom simulatorja. Tako smo vse izmerjene točke preslikali v nov koordinatni sistem. V naslednjem koraku smo tako



sinhroniziran koordinatni sistem kamere in simulatorja uskladili s koordinatnim sistemom pritiskovne plošče. Pri tem nam je pomagalo dejstvo, da je bila postavitve merilnega sistema takšna, da sta bili ena izmed osi simulatorja in pritiskovne plošče že poravnani (sagitalna os oz. x os, slika 20). Preostali dve osi (z in y, slika 20) pa sta se uskladili s pomočjo senzorja nagiba »smučke« z vezjo. Ko je bilo to narejeno, smo v naslednjem koraku določili, na kakšni razdalji od središča kolena potuje sila reakcije podlage ( $F_p$ ). V ta namen smo naredili projekcijo vseh potrebnih točk v frontalno ravnino, v kateri smo izračunali oddaljenost točke središča kolenskega sklepa od premice, ki jo definira vektor sile reakcije podlage. Tako smo dobili ročico sile reakcije podlage ( $r$ ).

V zadnjem koraku smo izračunali navor sile reakcije podlage oziroma zunanji navor na kolenski sklep v frontalni ravnini ( $M$ ). Pri tem smo sicer vektorsko enačbo za navor lahko poenostavili in pomnožili ročico  $r$  (oddaljenost sile od središča kolena) z velikostjo sile reakcije podlage ( $F_p$ ):  $M = r \cdot F_p$ .

#### **4.2.4. Obdelava elektromiografskega signala**

Surove elektromiografske podatke iz sedmih zajetih mišic smo najprej filtrirali, tako da smo pridobili pas s frekvenčnim območjem 10 – 500 Hz, nakar smo izračunali kvadratni koren povprečnega kvadrata vsote amplitud (RMS) zajetih v zadnjih dveh sekundah vsakega posameznega statičnega položaja (obdelano je bilo isto časovno območje, kot je to veljalo za kinematiko in sile). Za vse parametre so bile najprej izračunane povprečne vrednosti in povprečni standardni odkloni. Testiranje normalnosti porazdelitve vzorca je bilo narejeno s Kolmogorov-Smirnov testom. Za normalno porazdeljene spremenljivke je bila uporabljena enosmerna analiza variance s štirimi nivoji, s katerimi smo testirali razlike signalov posameznih mišic pri simuliranih štirih širinah smučí in sicer ločeno pri upogibu kolena  $40^\circ$  in pri upogibu kolena  $60^\circ$ . Če je analiza variance pokazala na statistično značilne razlike, smo uporabili Bonferronijev post hoc test za ugotavljanje razlik med posameznimi pari različno širokih smučí. Za spremenljivke, ki niso bile normalno porazdeljene, je bil uporabljen neparametrični Friedmanov test. V primeru značilnosti Friedmanovega testa smo za ugotavljanje razlik med posameznimi pari različno širokih smučí uporabili Wilcoxonov test vsote predznačenih rangov. Na enak način smo obdelali

tudi amplitude signala pri največjem izometričnem naprežanju spremljanih mišic, kjer nas je zanimala tako razlika v amplitudah EMG signala pred in po testu na smučarskem simulatorju, in pa tudi morebitne razlike v generaciji največje sile pred in po testu na simulatorju. Opravili smo tudi normalizacijo EMG signala, in sicer tako, da smo obdelane amplitude signala (RMS) posameznih mišic delili s povprečno vrednostjo enako obdelanih signalov pri največjem izometričnem naprežanju mišic, kar smo – kot že opisano – merili dvakrat in sicer na začetku in ob koncu meritve. Tako izračunane koeficiente smo množili s 100 in pridobili odstotek aktivacije glede na aktivacijo pri največji hoteni izometrični kontrakciji. Potem smo z enakim statističnim postopkom, kot je opisan zgoraj, testirali razlike med normaliziranimi signali posameznih mišic pri različnih simuliranih širinah smuči. Za vse teste je bila statistična značilnost sprejeta na nivoju napake alfa pod 0,05. Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen SPSS za Windows 21.0 (IBM Corporation, New York, ZDA).

Opravili smo tudi primerjavo med največjo hoteno izometrično mišično kontrakcijo (MVC) za vse preiskovane mišice pred in po testu na simulatorju ter tudi primerjavo med povprečno aktivacijo (RMS) pri obeh testiranjih MVC. Oboje smo statistično primerjali z ANOVO za ponavljajoče meritve.

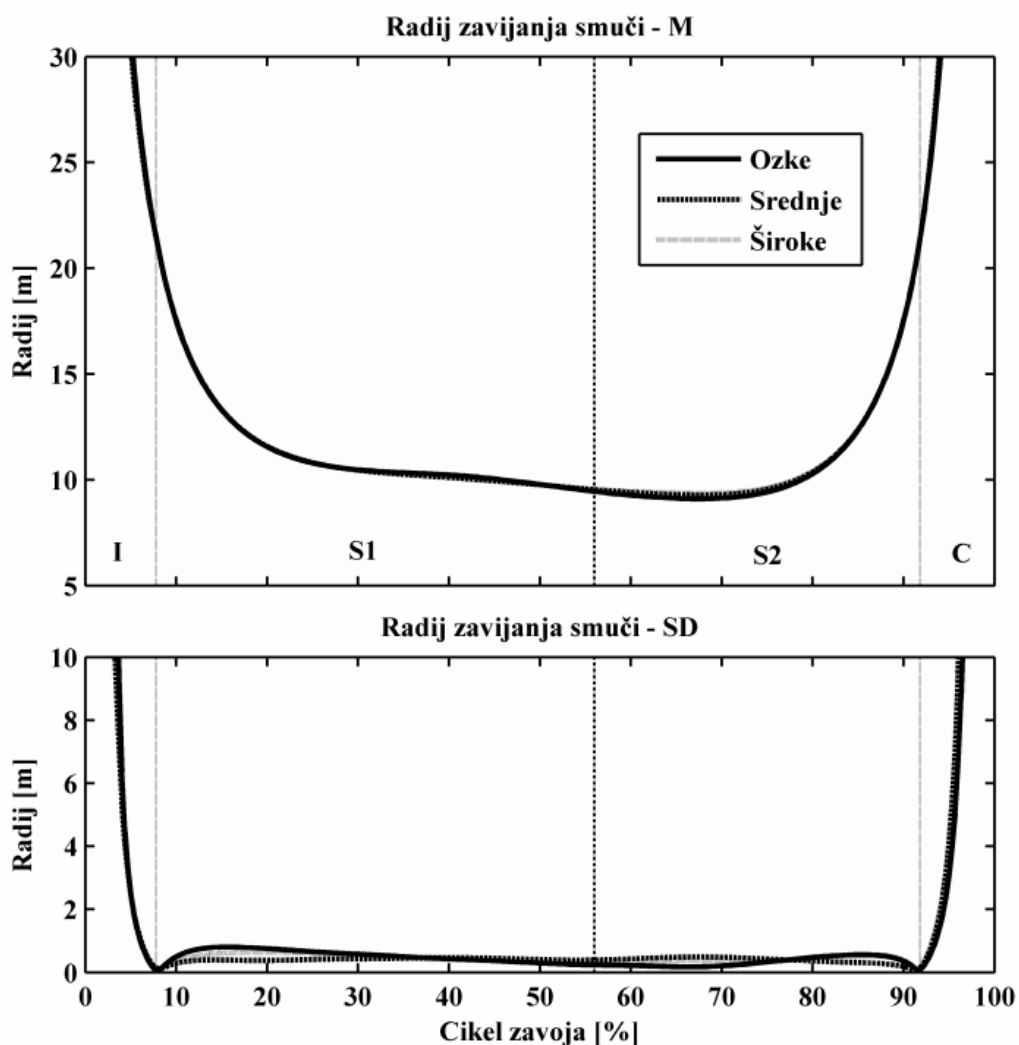
## **5. REZULTATI**

Izračunani rezultati so razdeljeni tako, da so najprej prikazani rezultati terenskih meritev potem pa še rezultati laboratorijskih meritev.

### **5.1. Rezultati terenskih meritev**

#### **5.1.1. Radiji zavojev**

Povprečni radij in standardne deviacije za vse tri širine smuči so prikazani na sliki 24. Zavoje smo razdelili v štiri standardne faze (Müller idr., 1998; Supej in Holmberg, 2010), ki jih prikazuje slika 13, in sicer so to iniciacijska faza (I), faza zavijanja 1 (S1), faza zavijanja 2 (S2) in zaključna faza (C). V fazah zavijanja (S1 in S2) se je velikost radija zavoja spreminjala od največje povprečne vrednosti 21,4 m (na začetku S1 in na koncu S2) do najmanjše povprečne vrednosti 9,1 m (približno v sredini faze S2, oziroma med 60 in 70% zavoja). Vrednosti so bile pri vseh tipih smuči zelo podobne. V večjem delu faz S1 in S2, oz. med 30 in 80% zavoja je bil povprečen radij manjši od 10,5m (pretežno raven del krivulje na sliki 24). V tem intervalu so bile standardne deviacije (SD) radija zavoja okoli 0,5 m. Standardna deviacija ima vrednost 0 v točki začetka faze S1 in v zadnji točki faze S2, kar je v skladu z definicijo posameznih faz razvoja.



*Slika 24. Povprečen radij zavijanja in standardne deviacije treh različnih širin smuči v štirih fazah zavoja: I - iniciacijska faza, S1 – faza zavijanja 1, S2 – faza zavijanja 2, C - zaključna faza.*

### 5.1.2. Kinematika kolenskega sklepa

Povprečna vrednost kotov v kolenu v treh anatomskih ravninah in njihove standardne deviacije so prikazane na slikah 25 – 27. Statistična analiza teh vrednosti pri različno širokih smučeh za vsako posamezno fazo zavoja je prikazana v tabelah 2 in 3.

**Tabela 2. Primerjava kotov v kolenskem sklepu v posameznih fazah zavoja pri različnih širinah smučí. Prikazana so povprečja in standardne deviacije ( $M \pm SD^\circ$ ) ter rezultati ANOVE in post hoc analize.**

Sklepno gibanje	Faze zavoja	O Kot ( $^\circ$ )	S Kot ( $^\circ$ )	Š Kot ( $^\circ$ )	ANOVA, F stat.	p-sf‡	Post hoc parni t-testi§
		n = 6	n = 6	n = 6			
Odmik	I	6,3 (1,5)	5,8 (2,5)	6,6 (2,9)	0,94	0,38	NA
	S1	12 (2,6)	9,9 (2,6)	9,9 (1,2)	11,34	0,003*	1,2
	S2	15,5 (3,3)	12,2 (2,6)	12,3 (1,9)	18,3	<0,001*	1,2
	C	12,6 (2,6)	9,3 (2)	8,4 (3,3)	43,26	<0,001*	1,2
Notranja rotacija	I	3,9 (1,2)	3 (1,8)	3,2 (2,8)	1,1	0,37	NA
	S1	8,1 (2,6)	6,6 (3,4)	5,7 (3,7)	7,7	0,01*	
	S2	10,4 (2,6)	8,7 (4,6)	7,4 (3,5)	9,62	0,005*	2,3
	C	13,3 (3,0)	13,7 (2,9)	10,4 (1,9)	29,7	<0,001*	2,3†
Upogib	I	60 (11,1)	59,8 (10,1)	53,7 (10,9)	6,54	0,02*	2
	S1	49,5 (9,5)	47,6 (6,6)	45,6 (7,9)	4,9	0,06†	2†,3†
	S2	52,3 (10,2)	47,3 (6,3)	45,6 (7,2)	12,01	0,009*	1†,2
	C	60,3 (10,1)	57,9 (6,3)	51,8 (7,3)	8	0,024*	2,3

*O, ozke smučí (65 mm); S, srednje smučí (88 mm); Š široke smučí (120 mm);  $^\circ$ , stopinje; n, število merjencev na posameznih tipih smučí; I, iniciacijska faza; S1, faza zavijanja 1; S2, faza zavijanja 2; C, zaključna faza.*

*\*statistično značilna razlika ( $p < 0,05$ ),*

*† trend razlike ( $0,05 \leq p \leq 0,1$ ),*

*p-sf‡, p-korekcija sferičnosti (GG:Eps < 0,75 HF:Eps > 0,75),*

*§ stopnja značilnosti  $p < 0,05$ . Statistično značilna razlika med tremi pari smučí je označena s številkami: 1, ozke proti srednjim; 2, ozke proti širokim; 3, srednje proti širokim; NA, ni aplikativno pri ANOVA  $p > 0,05$*

**Tabela 3. Najvišje vrednosti kotov v kolenskem sklepu v posameznih fazah zavoja pri različnih širinah smučí. Prikazana so povprečja in standardne deviacije ( $M \pm SD^\circ$ ) ter rezultati ANOVE in post hoc analize.**

Sklepno gibanje	Faze zavoja	O Kot ( $^\circ$ )	S Kot ( $^\circ$ )	Š Kot ( $^\circ$ )	ANOVA, F stat.	p-sf‡	Post hoc parni t-testi§
		n = 6	n = 6	n = 6			
Odmik	I	8,6 (9)	7,2 (1,7)	7,7 (2)	7,67	0,011*	1
	S1¶	15 (3,5)	12,3 (2,9)	12,8 (2)	1,71	0,232	NA
	S2¶	16,9 (3,2)	13,2 (2,7)	13,3 (1,8)	4,92	0,034*	
	C	15,6 (2,9)	11,6 (1,5)	11,1 (3,1)	43,48	<0,001*	1,2
Notranja rotacija	I	4,7 (1,2)	3,5 (2)	4,2 (3,7)	1,1	0,352	NA
	S1	10,8 (3,1)	9,2 (4,4)	7,8 (3,4)	12,07	0,008*	
	S2	12,3 (2,8)	11,7 (3,5)	9,2 (3,2)	16,62	0,003*	2,3
	C	14,1 (3,3)	14,8 (2,5)	11,9 (1,5)	12,5	0,008*	2†,3
Upogib	I	65,4 (11,2)	63,6 (9,1)	56,7 (10,9)	9,06	0,002*	3
	S1	55,4 (10,3)	55,2 (9,5)	50,9 (10,6)	5,16	0,063†	3
	S2	56,7 (10,5)	51,5 (5,3)	49,7 (7,2)	6,97	0,031*	2†
	C	65,3 (11,3)	64,9 (7,7)	58,9 (9)	5,91	0,05*	3

*O, ozke smučí (65 mm); S, srednje smučí (88 mm); Š široke smučí (120 mm);  $^\circ$ , stopinje; n, število merjencev na posameznih tipih smučí; I, iniciacijska faza; S1, faza zavijanja 1; S2, faza zavijanja 2; C, zaključna faza.*

*\*statistično značilna razlika ( $p < 0,05$ ),*

*† trend razlike ( $0,05 \leq p \leq 0,1$ ),*

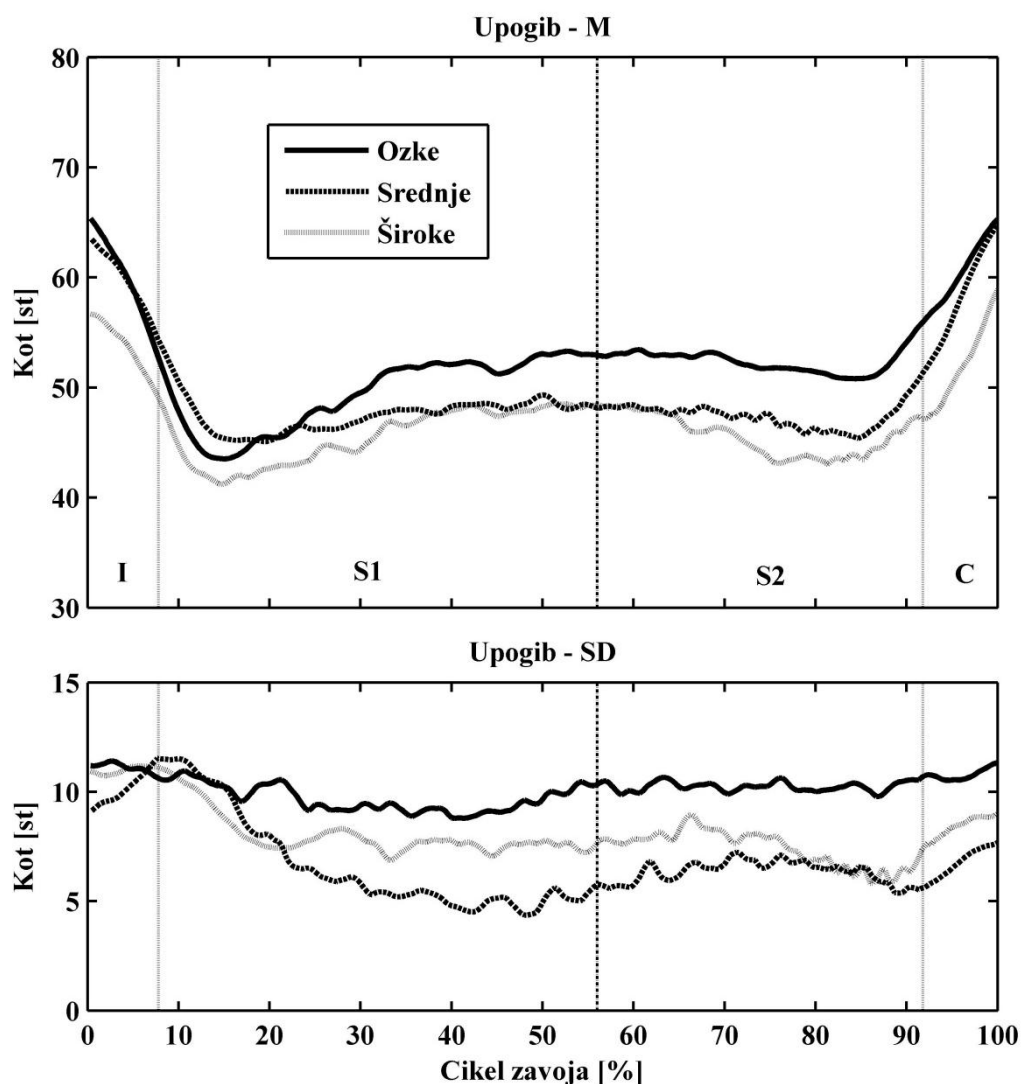
*p-sf‡, p-korekcija sferičnosti (GG:Eps < 0,75 HF:Eps > 0,75),*

*§ stopnja značilnosti  $p < 0,05$ . Statistično značilna razlika med tremi pari smučí je označena s številkami: 1, ozke proti srednjim; 2, ozke proti širokim; 3, srednje proti širokim; NA, ni aplikativno pri ANOVA  $p > 0,05$*

*¶ Izvedena Box – Coxova transformacija moči*

Povprečen upogib zunanjega kolena v zavoju pri vseh širinah smučí je bil med  $\sim 42^\circ$  in  $\sim 66^\circ$  (slika 25). Ne glede na širino smučke so v fazi I merjenci koleno iztegovali, v fazi S1 so koleno ponovno nekoliko upognili, v fazi C pa je bil upogib izrazitejši. Standardna

deviacija za fazi zavijanja (S1 in S2) je bila med  $\sim 5$  do  $\sim 11^\circ$ . Največjo standardno deviacijo smo ugotovili pri ozkih smučeh. V fazi I je bil povprečen upogib kolena na ozkih smučeh statistično značilno večji kot na širokih (tabela 2). V fazi S1 je obstajal trend večjega upogiba kolena pri ozkih in srednjih smučeh v primerjavi s širokimi. V fazi S2 je bil povprečen upogib kolena na zunanji ozki smučki statistično značilno večji kot na široki. Poleg tega je bil v tej fazi prisoten tudi trend večjega upogiba kolena na ozki smučki v primerjavi s srednjo smučko. V fazi C je bil povprečen upogib kolena pri ozkih in srednjih smučeh statistično značilno večji kot pri širokih.

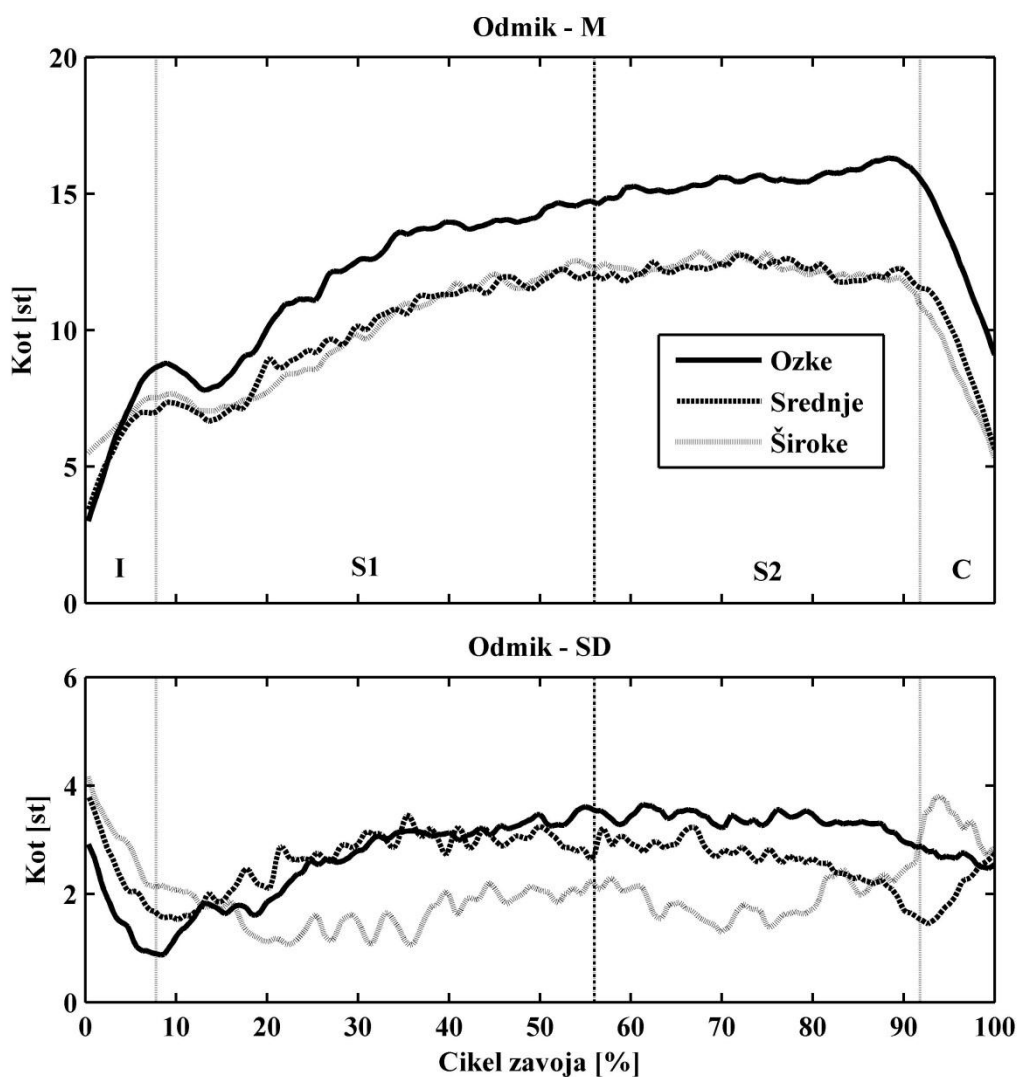


**Slika 25.** Upogib kolena ( $M \pm SD^\circ$ ) s standardnimi deviacijami na zunanji nogi pri različno širokih smučeh (O: ozke, S: srednje, Š: široke) v posameznih fazah zavoja: I – iniciacijska faza (O:  $60 \pm 11,1$  S:  $59,8 \pm 10,1$  Š:  $53,7 \pm 10,9$ ), S1 – faza zavijanja 1 (O:  $49,5 \pm 9,5$  S:  $47,6 \pm 6,6$ , Š:  $45,6 \pm 7,9$ ), S2 - faza zavijanja 2 (O:  $52,3 \pm 10,2$  S:  $47,3 \pm 6,3$  Š:  $45,6 \pm 7,2$ ), C – zaključna faza (O:  $60,3 \pm 10,1$  S:  $57,9 \pm 6,3$ , Š:  $51,8 \pm 7,3$ ).

Najvišje povprečne vrednosti upogiba so bile prisotne na ozkih smučeh v fazah I in C, kjer so dosegle vrednost  $\sim 65^\circ$  (tabela 3). Najvišje povprečne vrednosti upogiba na srednjih smučeh so bile v fazah I, S1 in C statistično značilno višje kot pri širokih. V fazi S2 pa je bil prisoten trend višjega največjega povprečnega upogiba pri ozkih smučeh v primerjavi s širokimi.

V vseh fazah zavoja in pri vseh smučeh je bilo koleno v povprečju v odmiku (abduciran položaj, slika 26). V fazi I je povprečen odklik najprej naraščal, potem je bilo v začetku faze S1 prisotno zelo kratko obdobje zmanjšanja odklika, nakar se je skozi preostalo fazo S1 in v fazi S2 odklik spet povečeval, v fazi C pa se je zelo hitro zmanjšal. Povprečna sprememba v velikosti abdukcije v celotnem zavoju je bila  $\sim 7^\circ$  pri srednjih in širokih smučeh in  $\sim 12^\circ$  pri ozkih smučeh. Standardna deviacija za abdukcijo v obeh fazah zavijanja je bila v območju med  $\sim 1$  in  $\sim 3.5^\circ$ . pri širokih smučeh je bila standardna deviacija najmanjša. Pri srednjih in širokih smučeh je bila v primerjavi z ozkimi v fazah S1, S2 in C povprečna abdukcija statistično značilno manjša (tabela 2).

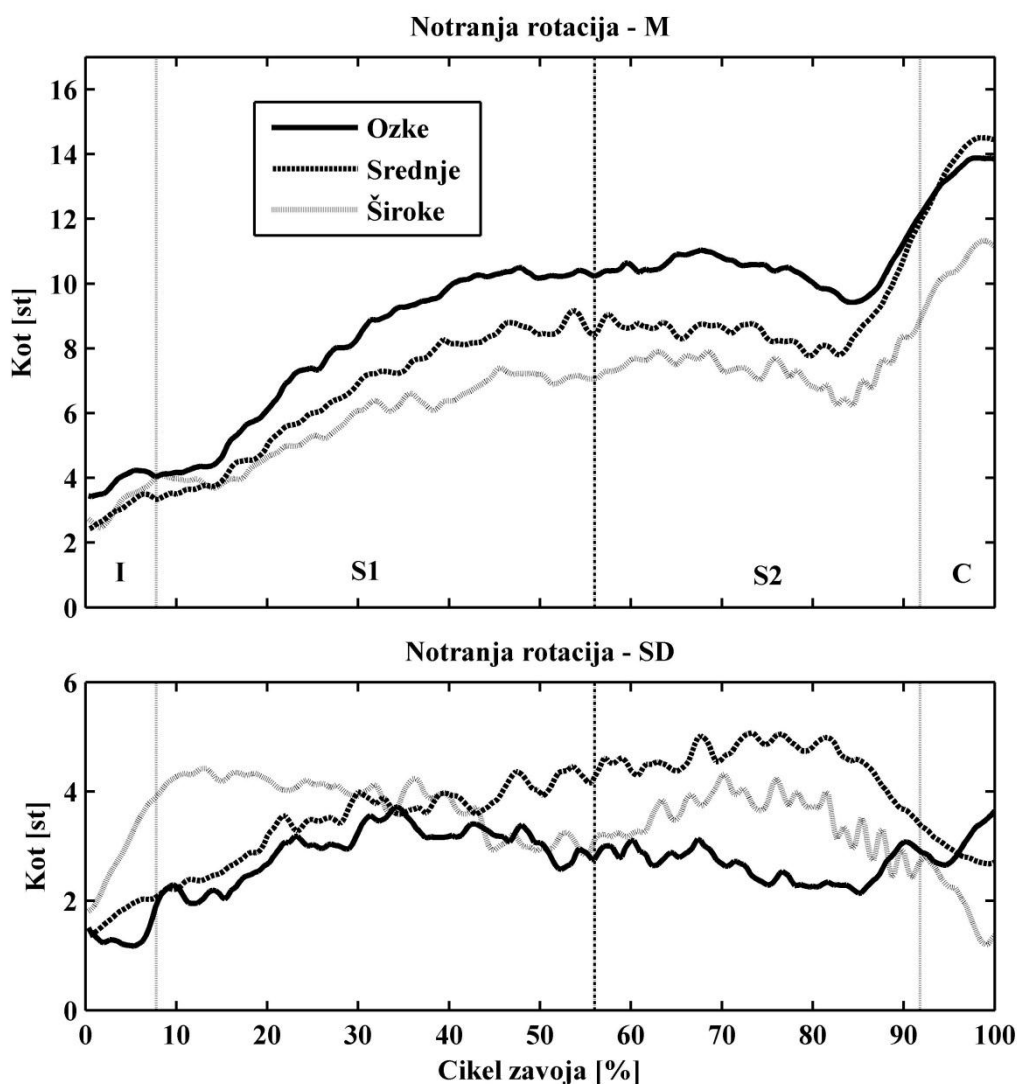




**Slika 26. Odmik kolena ( $M \pm SD^\circ$ ) na zunanji nogi pri različno širokih smučeh (O: ozke, S: srednje, Š: široke) v posameznih fazah zavoja: I – iniciacijska faza (O:  $6,3 \pm 1,5$  S:  $5,8 \pm 2,5$  Š:  $6,6 \pm 2,9$ ), S1 – faza zavijanja 1 (O:  $12 \pm 2,6$ , S:  $9,9 \pm 2,6$ , Š:  $9,9 \pm 1,2$ ), faza zavijanja 2 (O:  $15,5 \pm 3,3$ , S:  $12,2 \pm 2,6$  Š:  $12,3 \pm 1,9$ ), C – zaključna faza (O:  $12,6 \pm 2,6$  S:  $9,3 \pm 2$  Š:  $8,4 \pm 3,3$ ).**

Najvišje povprečne vrednosti odmika so bile prisotne na ozkih smučeh in sicer  $\sim 17^\circ$  v fazi S2 (tabela 3). Najvišje povprečne vrednosti odmika so bile v fazah I in C na ozkih smučeh statistično značilno višje kot na srednjih. V fazi C je bila ta vrednost na ozkih smučeh statistično značilno višja tudi v primerjavi s širokimi smučmi.

V vseh fazah zavoja je bilo pri vseh smučeh zunanje koleno v notranji rotaciji (slika 27).



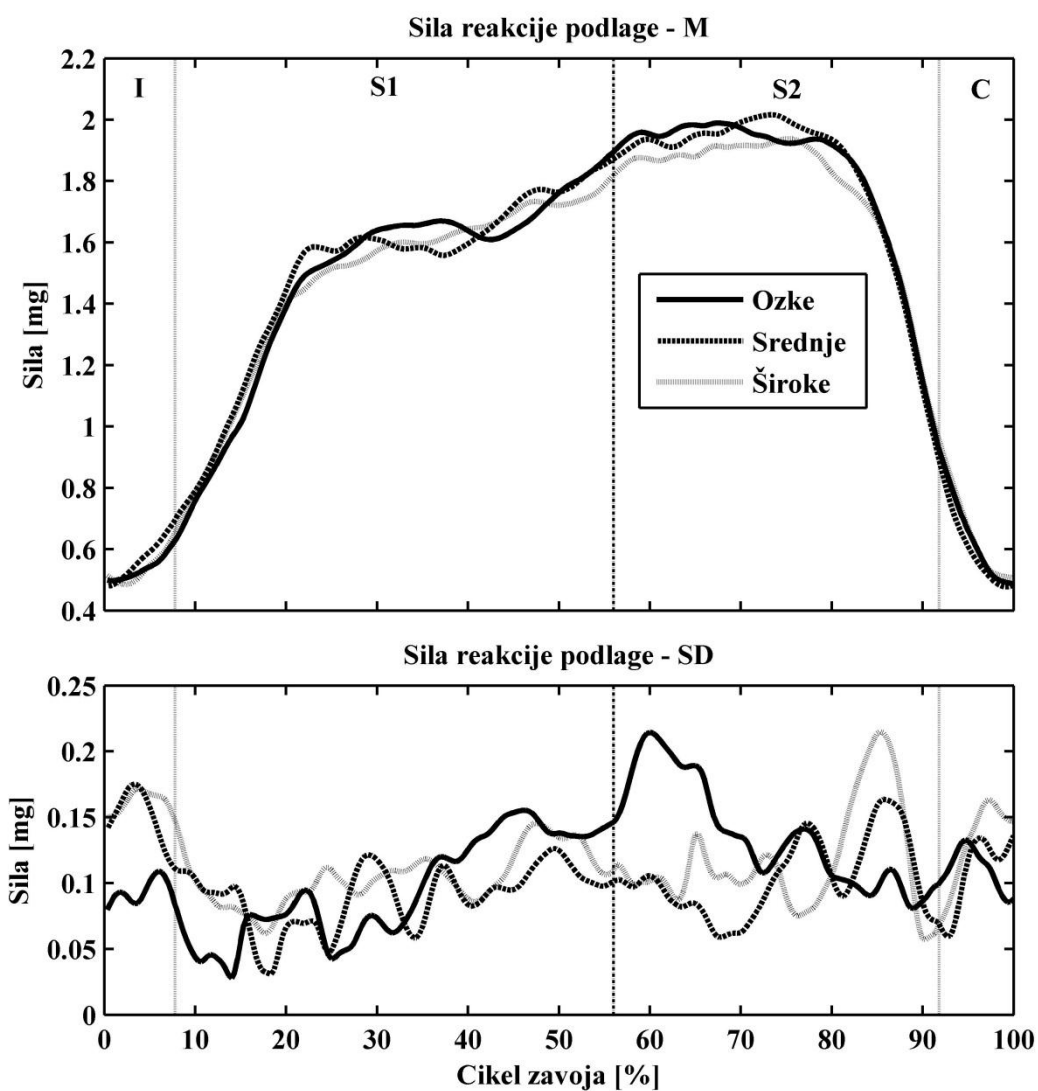
**Slika 27. Notranja rotacija kolena ( $M \pm SD^\circ$ ) na zunanji nogi pri različno širokih smučeh (O: ozke, S: srednje, Š: široke) v posameznih fazah zavoja: I – iniciacijska faza (O:  $3,9 \pm 1,2$  S:  $3 \pm 1,8$  Š:  $3,2 \pm 2,8$ ), S1 – faza zavijanja 1 (O:  $8,1 \pm 2,6$ , S:  $6,6 \pm 3,4$ , Š:  $5,7 \pm 3,3$ ), S2 - faza zavijanja 2 (O:  $10,4 \pm 2,2$  S:  $8,7 \pm 4,6$  Š:  $7,4 \pm 3,5$ ), C – zaključna faza (O:  $13,3 \pm 3,0$ , S:  $13,7 \pm 2,9$  Š:  $10,4 \pm 1,9$ ).**

Vrednost notranje rotacije je bila v začetku faze I  $\sim 3^\circ$  pri vseh smučeh in se je povečevala skozi vso fazo S1 in še deloma v fazi S2, potem je nekaj časa ostala nespremenjena, nakar je do konca faze C ponovna narasla do  $\sim 14^\circ$  (ozke in srednje smuči) oziroma  $\sim 11^\circ$  (široke

smučí). Standardna deviacija v fazah zavijanja je bila v območju od  $\sim 2$  do  $\sim 4^\circ$ . Pri ozkih smučeh je bila standardna deviacija najmanjša. V fazah S2 in C je bila povprečna notranja rotacija kolena na širokih smučeh statistično značilno nižja kot na ozkih (tabela 2). V fazi C je bil prisoten tudi trend manjše notranje rotacije na širokih smučeh v primerjavi z ozkimi. Razlike v rotacijah kolena v fazah I in S1 med posameznimi smučmi niso bile statistično značilne. Povprečje največjih vrednosti notranje rotacije zunanje noge vseh smučarjev v fazi S2 je bilo  $\sim 12^\circ$  na ozkih smučeh in  $\sim 9^\circ$  na širokih (tabela 3). Povprečje največjih vrednosti notranje rotacije je bilo v fazi S2 na ozkih in srednjih smučeh statistično značilno večje kot na širokih smučeh. V fazi C je bilo povprečje največjih vrednosti notranje rotacije na srednjih smučeh prav tako statistično značilno večje kot na širokih; v tej fazi pa je bil prisoten tudi trend večje notranje rotacije na ozkih smučeh v primerjavi s širokimi.

### **5.1.3. Sile reakcije podlage**

Povprečna vrednost velikosti sile reakcije podlage ( $F_p$ ) v zavoju za vsako širino smučke so prikazane na sliki 28. Najmanjše  $F_p$  so bile prisotne v fazah I in C. V začetku faze S1 je  $F_p$  hitro narasla in je najvišje vrednosti dosegla v fazi S2. V območju 20 – 80% zavoja (večina faz S1 in S2) je bila velikost  $F_p$  v območju 1,5 -2 kratnika telesne teže. Povprečne vrednosti  $F_p$  v posameznih fazah zavoja in statistična analiza so prikazane v tabeli 4. Med različno širokimi smučmi ni bilo statistično značilnih razlik v  $F_p$ .



*Slika 28. Sila reakcije podlage ( $M \pm SD$  mg) s standardnimi deviacijami pri različno širokih smučeh (O: ozke, S: srednje, Š: široke) v posameznih fazah zavoja: I – iniciacijska faza (O:  $0,54 \pm 0,08$  S:  $0,57 \pm 0,15$  Š:  $0,54 \pm 0,15$ ), S1 – faza zavijanja 1 (O:  $1,48 \pm 0,07$  S:  $1,5 \pm 0,03$ , Š:  $1,47 \pm 0,06$ ), S2 - faza zavijanja 2 (O:  $1,83 \pm 0,1$  S:  $1,83 \pm 0,04$  Š:  $1,78 \pm 0,08$ ), C – zaključna faza (O:  $0,64 \pm 0,1$  S:  $0,61 \pm 0,09$ , Š:  $0,66 \pm 1$ ).*

**Tabela 4. Sila reakcije podlage v posameznih fazah zavoja pri različnih širinah smučí. Prikazana so povprečja in standardne deviacije ( $M \pm SD$ ) pri posameznih smučeh, rezultati ANOVE in post hoc analize.**

Faze zavoja	F <sub>p</sub> O (TT)	F <sub>p</sub> S (TT)	F <sub>p</sub> Š (TT)	ANOVA, F stat.	p-sF‡	Post hoc parni t-testi§
	n = 6	n = 6	n = 6			
I¶	0,54 (,08)	0,57 (,15)	0,54 (,15)	0,36	0,731	NA
S1	1,48 (,07)	1,5 (,03)	1,47 (,06)	2,06	0,205	NA
S2	1,83 (,1)	1,83 (,04)	1,78 (,08)	3,95	0,044*	
C	0,64 (,1)	0,61 (,09)	0,66 (1)	2,1	0,136	NA

*F<sub>p</sub>, sila reakcija podlage; O, ozke smučí (65 mm); TT, telesna teža; S, srednje smučí (88 mm); Š, široke smučí (120 mm); n, število merjencev na posameznih tipih smučí; I, iniciacijska faza; S1, faza zavijanja 1; S2, faza zavijanja 2; C, zaključna faza.*

*\*statistično značilna razlika ( $p < 0,05$ ),*

*p-sf‡, p-korekcija sferičnosti (GG:Eps < 0,75 HF:Eps > 0,75),*

*§ statistična značilnost  $p < 0,05$ . NA, ni aplikativno pri ANOVA  $p > 0,05$*

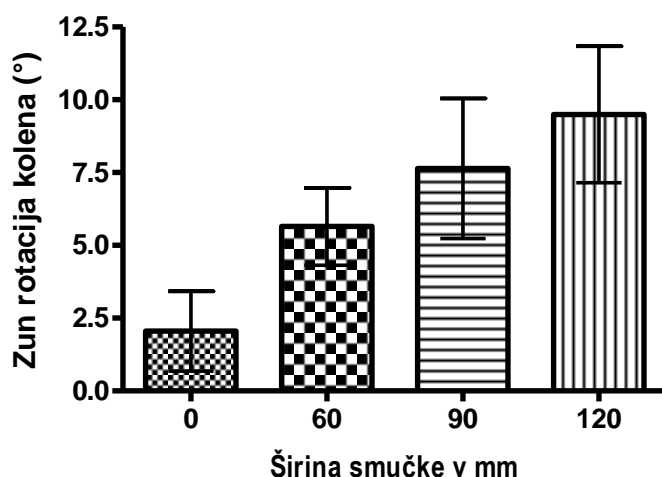
*¶ Izvedena Box – Coxova transformacija moči*

## 5.2. Rezultati laboratorijskih meritev

V nadaljevanju so predstavljeni rezultati meritev kinematike kolenskega sklepa pri simulaciji različno širokih smuči v laboratoriju. Prikazani so tudi rezultati meritev razdalje med potekom sile podlage in kolenom ter izračuni navora na kolenski sklep v frontalni ravnini. Na koncu so predstavljeni še rezultati elektromiografskih meritev.

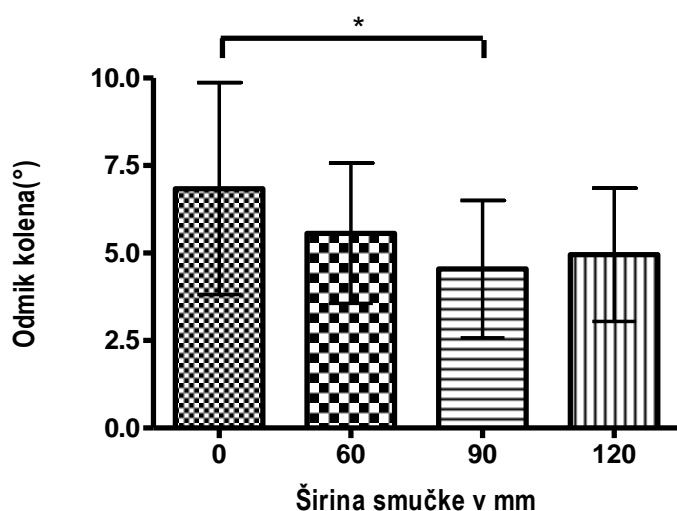
### 5.2.1. Rezultati kinematičnih meritev

Pri upogibu kolena  $40^\circ$  je bilo koleno pri vseh širinah smuči v zunanji rotaciji (slika 29), ki se je z vsako naslednjo širino statistično značilno povečala. Friedmanov neparametrični test je pokazal statistično značilne razlike med širinami ( $\chi^2(4, N = 14) = 36,6$   $p < 0,001$ ). Vrednost zunanje rotacije pri širini 0 je bila v povprečju  $2,05 \pm 1,37^\circ$ , pri širini 60 mm se je v povprečju povečala na  $5,65^\circ \pm 1,33^\circ$  ( $p < 0,001$ ). Pri širini 90 mm je bila  $7,64 \pm 2,4^\circ$  in statistično značilno večja kot pri 60 mm ( $p < 0,05$ ). Pri širini 120 mm je bila  $9,5 \pm 2,34^\circ$  ter statistično značilno večja kot pri 90 mm ( $p < 0,05$ ).



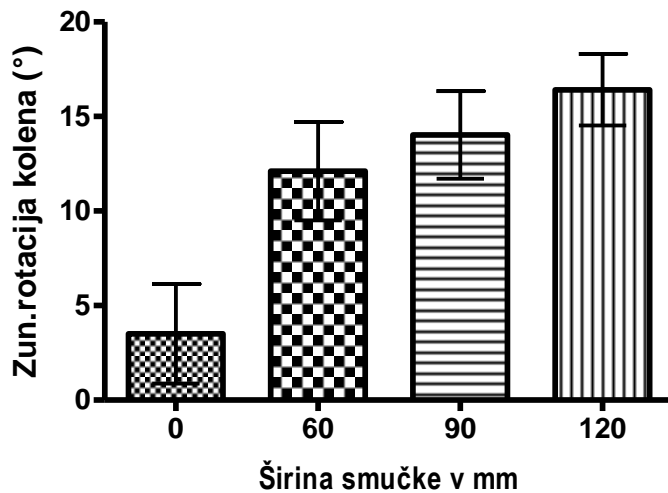
*Slika 29. Zunanja rotacija kolena ( $M \pm SD$ ) pri upogibu kolena  $40^\circ$  pri različnih širinah smuči. Z vsakim povečanjem širine smuči se je rotacija kolena v primerjavi s predhodno širino statistično značilno povečala. Med vsemi prikazanimi stolpci so razlike statistično značilne.*

Koleno je bilo pri upogibu 40° pri vseh širinah smuči v povprečju v položaju odmika (abdukcija, slika 30). Ta je znašala pri širini 0 mm  $6,84 \pm 3,03^\circ$ . Pri širini 60 mm je bila  $5,57 \pm 2,01^\circ$ , pri širini 90 mm  $4,54 \pm 1,96^\circ$  in pri širini 120 mm  $4,95 \pm 1,9^\circ$ . Statistično značilne razlike ( $\chi^2(4, N = 14) = 27,86$   $p < 0,001$ ) so bile samo med vrednostjo odmika v izhodiščnem položaju (0 mm) in širino 90 mm ( $p < 0,01$ ). Med velikostjo odmika pri simulaciji položaja v zavoju pri širinah 60 mm, 90 mm in 120 mm torej ni bilo statistično značilnih razlik.



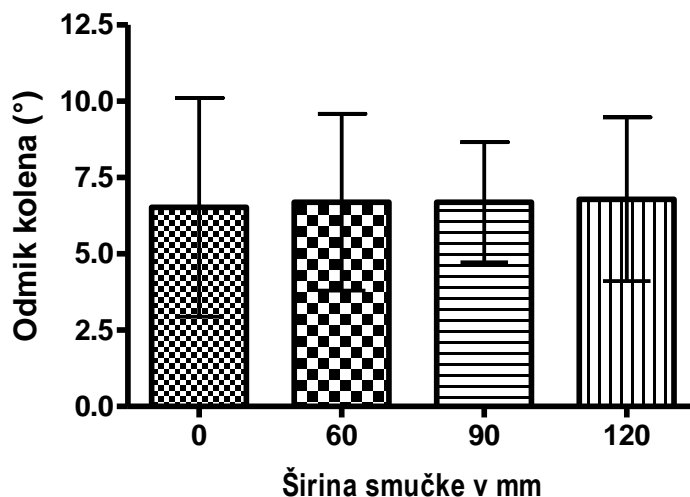
**Slika 30. Odmik kolena ( $M \pm SD$ ) pri upogibu kolena 40° pri različnih širinah smuči. Označena je statistično značilna razlika v velikosti odmika, ki je samo med širino 0 mm in 90 mm.**

Pri upogibu kolena 60° je bilo koleno pri vseh širinah smuči v zunanji rotaciji (slika 31). Med vzorci so bile statistične razlike ( $\chi^2(4, N = 13) = 31,6$ ,  $p < 0,001$ ). Podobno kot pri manjšem upogibu kolena, je tudi tukaj analiza parov pokazala, da se je z vsako naslednjo širino zunanja rotacija v primerjavi s predhodnikom statistično značilno povečala. Zunanja rotacija je bila pri širini 0 mm  $3,51 \pm 2,63^\circ$ . Pri širini 60 mm se je povečala na  $12,11^\circ \pm 2,6^\circ$  ( $p < 0,05$ ). Pri širini 90 mm je bila  $14,02 \pm 2,32^\circ$  in statistično značilno večja kot pri 60 mm ( $p < 0,001$ ). Pri širini 120 mm je bila  $16,41 \pm 1,89^\circ$  ter statistično značilno večja kot pri 90 mm ( $p < 0,05$ ).



**Slika 31. Zunanja rotacija kolena ( $M \pm SD$ ) pri upogibu  $60^\circ$  pri različnih širinah smučí. Z vsakim povečanjem širine smučí se je rotacija kolena v primerjavi s predhodno širino statistično značilno povečala. Med vsemi prikazanimi stolpci so razlike statistično značilne.**

Koleno je bilo pri upogibu  $60^\circ$  pri vseh širinah smučí – podobno kot pri manjšem upogibu - v povprečju v položaju odmika (abdukcija, slika 32). Ta je znašala pri širini 0 mm  $6,52 \pm 3,59^\circ$ , pri širini 60 mm  $6,68 \pm 2,89^\circ$ , pri širini 90 mm  $6,69 \pm 1,97^\circ$  in pri širini 120 mm  $6,79 \pm 2,68^\circ$ . Friedmanov neparametrični test ( $\chi^2(4, N = 13) = 21,7$ ),  $p = 0,87$ ) ni pokazal statistično značilnih razlik med posameznimi širinami smučí.



**Slika 32. Odmik kolena ( $M \pm SD$ ) pri upogibu  $60^\circ$  pri različnih širinah smučí. Med prikazanimi stolpci ni statistično značilnih razlik.**



Analiza kinematike kolena pri meritvah na smučarskem simulatorju je prikazana v tabeli 5.

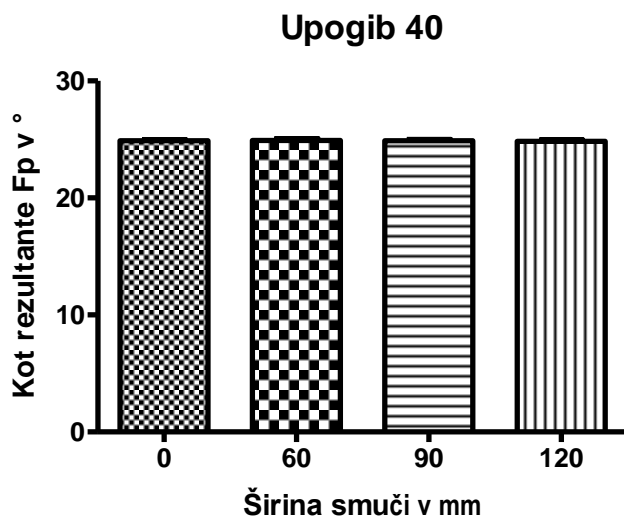
**Tabela 5. Primerjava zunanje rotacije ( $M \pm SD$ ) in odmika ( $M \pm SD$ ) v kolenskem sklepu med tremi širinami smuči.**

Upogib 40°	0mm (1)	60mm (2)	90mm (3)	120mm (4)	Stat. znač. razl. med pari ( $p < 0,05$ )
Zun. rotacija(°)*	2,05 ± 1,37°	5,65° ± 1,33°	7,64 ± 2,4°	9,5 ± 2,34°	1,2; 2,3; 3,4; 1,3; 1,4; 2,4
Odmik(°)†	6,84 ± 3,03°	5,57 ± 2,01	4,54 ± 1,96	4,95 ± 1,9	1,3
Upogib 60°	0mm (1)	60mm (2)	90mm (3)	120mm (4)	Stat. znač. razl. med pari ( $p < 0,05$ )
Zun. rotacija(°)§	3,51 ± 2,63°	12,11° ± 2,6°	14,02 ± 2,32°	16,41 ± 1,89°	1,2; 2,3; 3,4; 1,3; 1,4; 3,4
Odmik(°)‡	6,52 ± 3,59°	6,68 ± 2,89	6,69 ± 1,97	6,79 ± 2,68	

*Friedmannov neparametričen test: \* $\chi^2(4, N = 14) = 36,6$   $p < 0,001$ ; † $\chi^2(4, N = 14) = 27,86$   $p < 0,001$ ; § $\chi^2(4, N = 13) = 31,6$   $p < 0,001$ ; ‡ $\chi^2(4, N = 13) = 21,7$   $p = 0,87$*

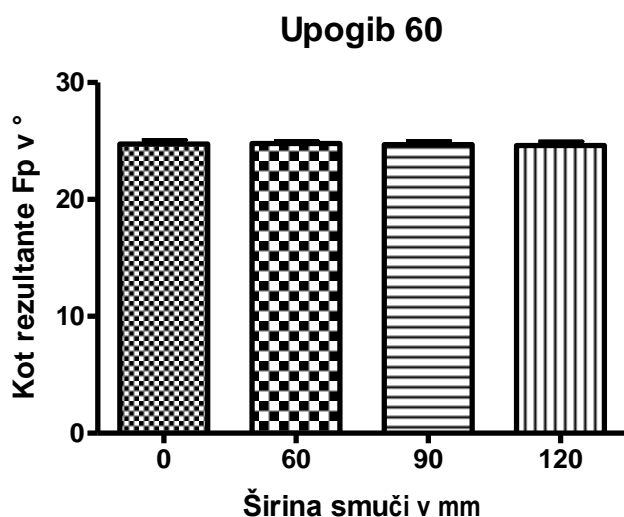
### 5.2.2. Razdalja med silo podlage in kolenom in navori na kolenski sklep

Smer reakcije sile podlage se tekom poskusa skoraj ni spreminjala in je bila pri vseh širinah smuči približno enaka vrednosti, ki smo jo nastavili vnaprej (25° nagiba od vertikale). Pri upogibu 40° je bila pri širini 0 mm njena povprečna vrednost  $24,88 \pm 0,15^\circ$ , pri širini 60 mm  $24,92 \pm 0,19^\circ$ , pri širini 90 mm  $24,88 \pm 0,17^\circ$  in pri širini 120 mm  $24,85 \pm 0,15^\circ$  (slika 33). Med posameznimi širinami ni bilo statistično značilnih razlik.



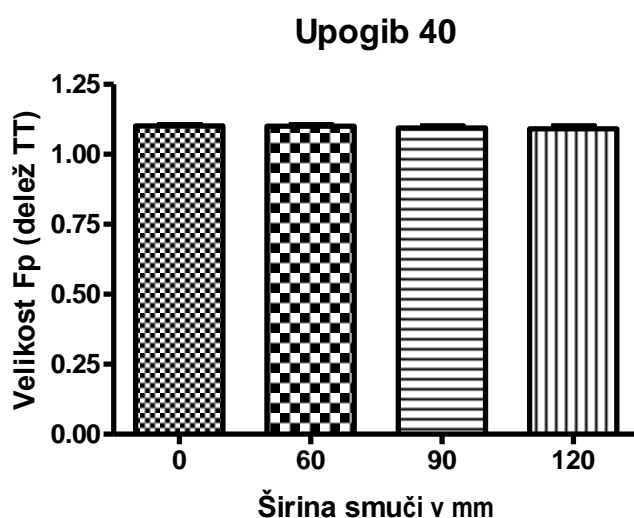
*Slika 33. Smer sile podlage (Fp) pri upogibu kolena 40° pri različnih širinah smuči. Med poskusom se je smer Fp zelo malo in statistično neznačilno spreminjala od vnaprej nastavljene vrednosti (25° od vertikalne).*

Tudi pri upogibu kolena 60° razlike med smerjo Fp pri posameznih širinah niso bile statistično značilne. Pri širini 0 mm je bila smer Fp  $24,73 \pm 0,35^\circ$  od vertikalne, pri širini 60 mm  $24,78 \pm 0,2^\circ$ , pri širini 90 mm  $24,69 \pm 0,31^\circ$  in pri širini 120 mm  $24,6 \pm 0,36^\circ$  (slika 34).

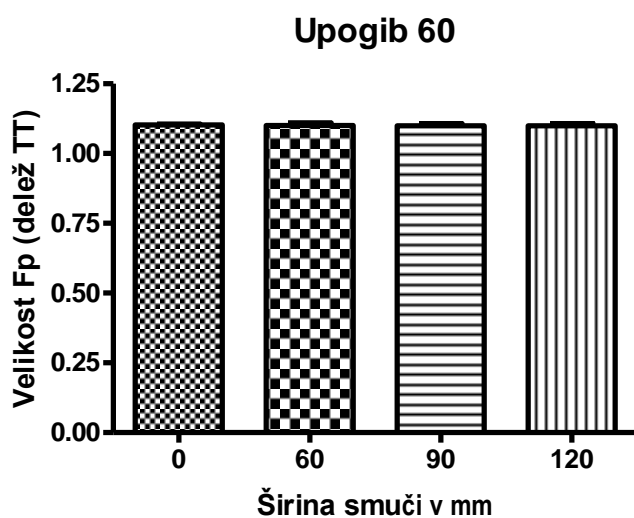


*Slika 34. Smer sile podlage (Fp) pri upogibu kolena 60° pri različnih širinah smuči. Med poskusom se je smer Fp zelo malo in statistično neznačilno spreminjala od vnaprej nastavljene vrednosti (25° od vertikalne).*

Velikost sile reakcije podlage ( $F_p$ ) je bila pri upogibu  $40^\circ$  pri širini 0 mm  $1,102 \pm 0,007$  telesne teže (TT), pri širini 60 mm  $1,101 \pm 0,007$  TT, pri širini 90 mm  $1,094 \pm 0,01$  TT in pri širini 120 mm  $1,092 \pm 0,013$  TT. Enosmerna analiza variance ni pokazala statistično značilnih razlik med posameznimi širinami (slika 35). Pri upogibu kolena  $60^\circ$  je bila pri širini 0 mm velikost  $F_p$   $1,103 \pm 0,005$  TT, pri širini 60 mm  $1,1 \pm 0,012$  TT, pri širini 90 mm  $1,099 \pm 0,009$  TT in pri širini 120 mm  $1,1 \pm 0,011$  TT (slika 36). Tudi tukaj je enosmerna analiza variance potrdila, da med posameznimi širinami ni bilo statistično značilnih razlik. Medsebojno smo primerjali tudi vrednosti pri upogibu kolena  $40$  in  $60^\circ$ , kjer prav tako ni bilo statistično značilnih razlik v velikosti  $F_p$ .

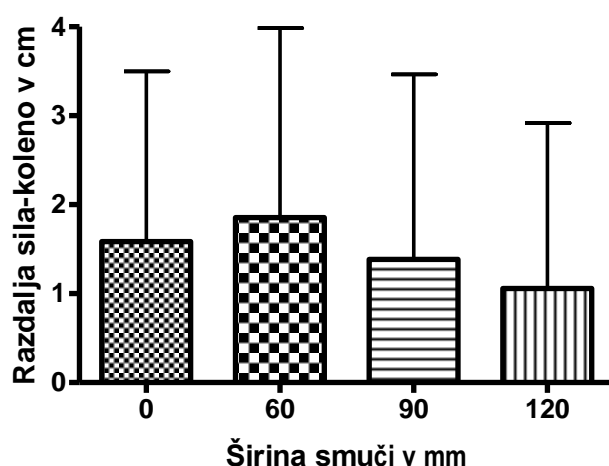


*Slika 35. Velikost sile podlage ( $F_p$ ) pri upogibu kolena  $40^\circ$  pri različnih širinah smuči. Med posameznimi širinami ni bilo statistično značilnih razlik. TT: telesna teža.*



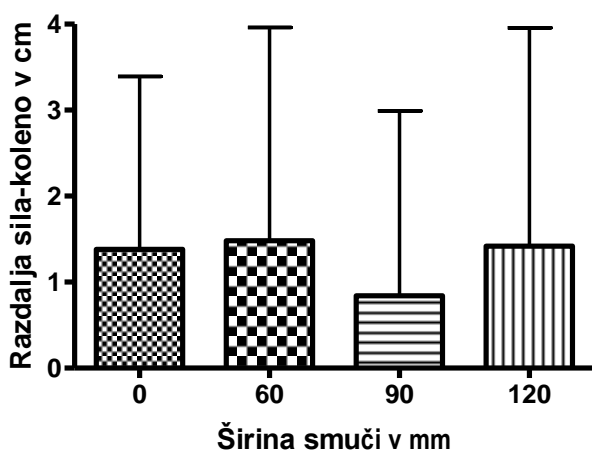
*Slika 36. Velikost sile podlage ( $F_p$ ) pri upogibu kolena  $60^\circ$  pri različnih širinah smuči. Med posameznimi širinami ni bilo statistično značilnih razlik. TT: telesna teža.*

Vrednosti pravokotne razdalje med reakcijsko silo podlage ( $F_p$ ) in sredino kolena so bile v povprečju pri vseh simuliranih širinah smuči in pri obeh upogibih kolena pozitivne (sliki 37 in 38), kar pomeni, da je sila potekala medialno od sredine kolena. Pri upogibu kolena  $40^\circ$  je znašala pravokotna razdalja med reakcijsko silo podlage in sredino kolena pri izhodiščni širini 0 mm  $1,58 \pm 1,96$  cm, pri širini 60 mm  $1,85 \pm 2,13$  cm, pri širini 90 mm  $1,38 \pm 2,08$  cm in pri širini 120 mm  $1,06 \pm 1,86$  cm (slika 37). Povprečne razlike med razdaljami so bile v vseh primerih manjše kot 1cm. Med različnimi širinami ni bilo statističnih razlik v pravokotni razdalji med silo in sredino kolena.



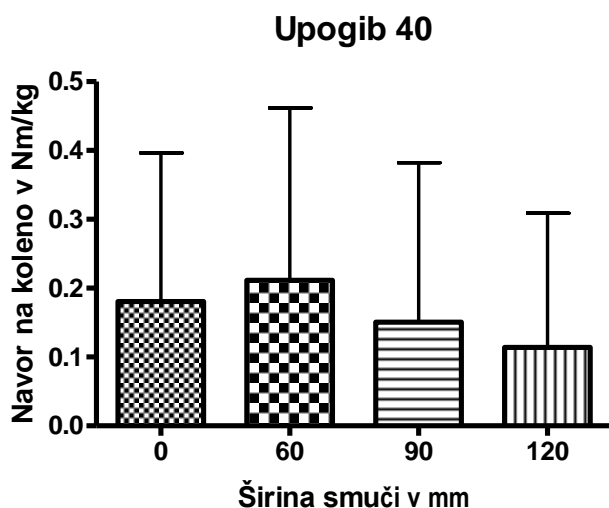
*Slika 37. Pravokotna razdalja (ročica navora na koleno v čelni ravnini) med silo podlage ( $F_p$ ) in sredino kolenskega sklepa pri upogibu  $40^\circ$  pri različnih širinah smuči. Razlike med prikazanimi vrednostmi niso statistično značilne.*

Pri upogibu kolena  $60^\circ$  je bila povprečna razdalja med reakcijsko silo podlage in sredino kolenskega sklepa pri širini 0 mm  $1,38 \pm 2,01$ cm, pri širini 60 mm  $1,48 \pm 2,48$  cm, pri širini 90 mm  $0,84 \pm 2,15$  cm in pri širini 120 mm  $1,42 \pm 2,54$  cm (slika 38). Povprečne razlike med razdaljami so bile v vseh primerih manjše kot 1 cm. Med različnimi širinami smučke ni bilo statističnih razlik v pravokotni razdalji med silo in sredino kolena.



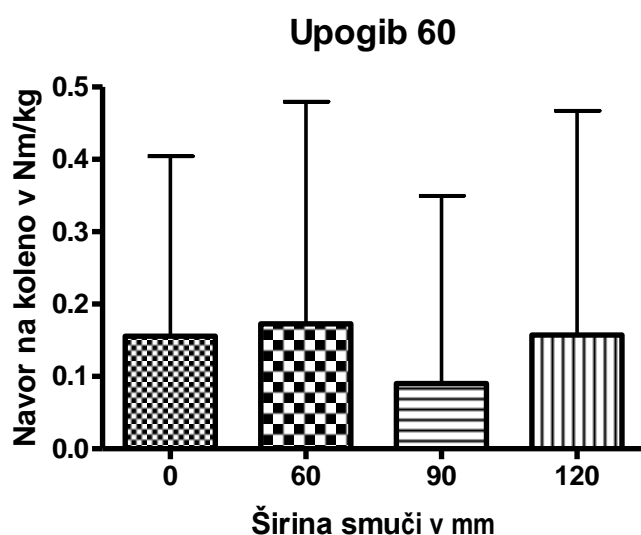
*Slika 38. Pravokotna razdalja (ročica navora na koleno v čelni ravnini) med silo podlage ( $F_p$ ) in sredino kolenskega sklepa pri upogibu  $60^\circ$  pri različnih širinah smuči. Razlike med prikazanimi vrednostmi niso statistično značilne.*

Glede na to, da je bil potek  $F_p$  pri vseh širinah smuči v povprečju medialno od sredine kolena, je v frontalni ravnini deloval na kolenski sklep varusni navor. Pri upogibu kolena  $40^\circ$  je bil povprečen navor na izbrano točko kolena pri širini 0 mm  $0,18 \pm 0,22$  Nm/kg, pri širini 60 mm  $0,21 \pm 0,25$  Nm/kg, pri širini 90 mm  $0,15 \pm 0,23$  Nm/kg in pri širini 120 mm  $0,11 \pm 0,19$  Nm/kg (slika 39, tabela 6). Med posameznimi širinami ni bilo statističnih razlik v velikosti zunanjega navora.



*Slika 39. Navor na koleno v frontalni ravnini pri upogibu kolena  $40^\circ$  pri različnih širinah smuči. Razlike med prikazanimi vrednostmi niso statistično značilne.*

Pri upogibu kolena 60° je bil povprečen navor na izbrano točko kolena pri širini 0 mm  $0,16 \pm 0,25$  Nm/kg, pri širini 60 mm  $0,17 \pm 0,3$  Nm/kg, pri širini 90 mm  $0,09 \pm 0,26$  Nm/kg in pri širini 120 mm  $0,16 \pm 0,31$  Nm/kg. Porazdelitev vzorca je bila normalna. Med posameznimi širinami smučī ni bilo statističnih razlik v velikosti zunanlega navora (slika 40, tabela 6).



*Slika 40. Navor na koleno v frontalni ravnini pri upogibu kolena 60° pri različnih širinah smučī. Razlike med prikazanimi vrednostmi niso statistično značilne.*

**Tabela 6. Prikazani so absolutni in normirani navori ( $M \pm SD$ ) na sredino kolena v frontalni ravnini pri različnih širinah smučī in dveh različnih upogibih kolena. Med prikazanimi vrednostmi ni statistično značilnih razlik.**

Širina smučī mm	M (40°) Nm	M/kgTT (40°) Nm/kg	M ( 60°) Nm	M/kgTT (60°) Nm/kg
0	13,3 ± 15,95	0,18 ± 0,22	11,5 ± 18,38	0,16 ± 0,25
60	15,62 ± 18,5	0,21 ± 0,25	12,76 ± 22,69	0,17 ± 0,3
90	11,13 ± 17,11	0,15 ± 0,23	6,67 ± 19,19	0,09 ± 0,26
120	8,43 ± 14,39	0,11 ± 0,19	11,63 ± 22,89	0,16 ± 0,31

*M: navor (Nm), TT: telesna teža (kg).*

### 5.2.3. Rezultati merjenja EMG

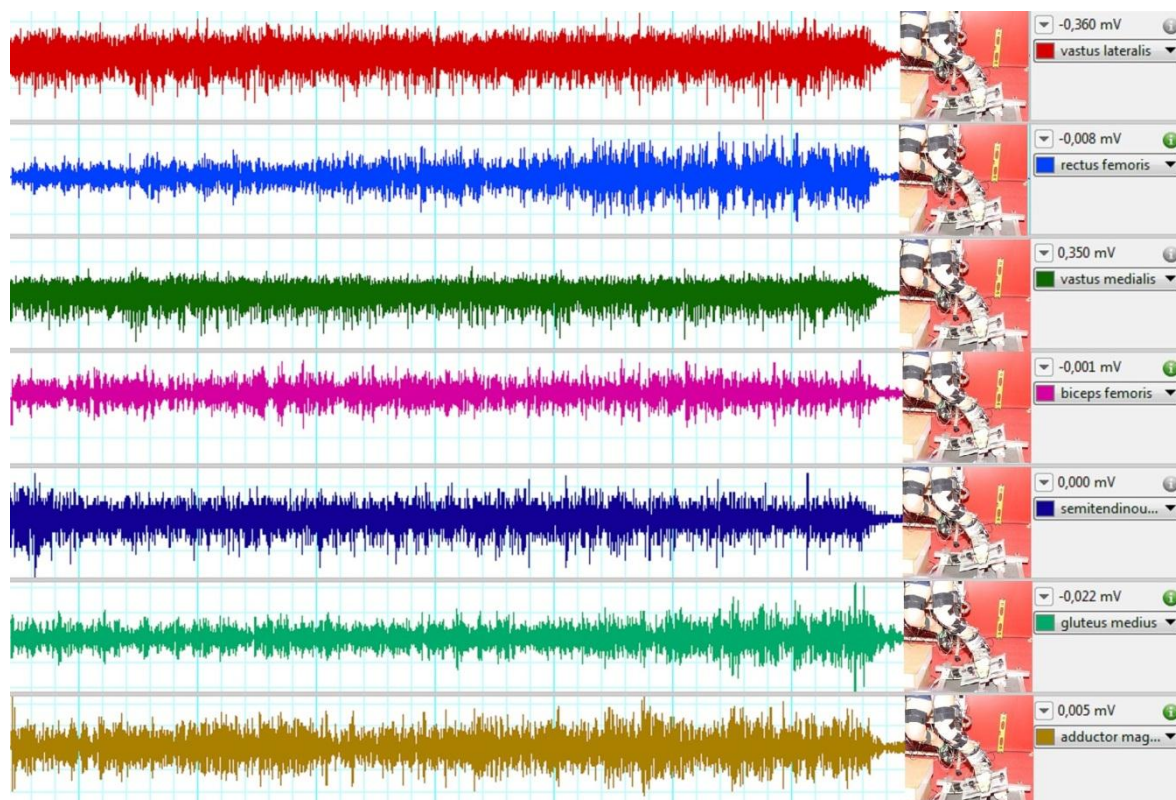
#### Največje izometrično naprežanje mišic (MVC)

MVC (največje izometrično naprežanje mišic) za izteg kolena, upogib kolena, odmik kolka in primik kolka je bil narejen pred in po testu na smučarskem simulatorju. Enosmerna analiza variance MVC iztega kolena ( $F(1,13) = 1,49$   $p = 0,25$ ) pred testom ( $260,52 \pm 55,22$  Nm) in po njem ( $273,31 \pm 76,13$  Nm) ni pokazala statističnih razlik. Enako je veljalo tudi za MVC upogiba kolena ( $F(1,13) = 0,68$ ,  $p < 0,05$ ) pred ( $145,08 \pm 40,25$  Nm) in po testu ( $148,2 \pm 38,06$  Nm), MVC primika kolka ( $F(1,13) = 0,79$   $p = 0,39$ ) pred ( $104,6 \pm 40,6$  Nm) in po testu ( $107 \pm 35$  Nm) ter MVC odmika kolka ( $F(1,13) = 0,014$ ,  $p = 0,91$ ) pred ( $73,2 \pm 16,6$  Nm) in po testu ( $72,8 \pm 13,8$  Nm).

Pri merjenju EMG signala pri največjem izometričnem naprežanju nismo ugotovili razlik v amplitudi signala pri mišicah vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF) in adductor magnus (AD) pred in po testu na simulatorju. Pri ostalih dveh mišicah pa smo s Friedmanovim testom pokazali statistično značilno povečanje amplitude in sicer pri mišici semimembranosus (SM) ( $\chi^2(1, N = 14) = 4,57$ ,  $p < 0,05$ ) je bil pred testom kvadratni koren povprečne amplitude kvadratov  $0,35 \pm 0,12$ , po testu pa  $0,38 \pm 0,15$ . Pri mišici gluteus medius (GM) ( $\chi^2(1, N = 14) = 4,57$   $p < 0,05$ ) je bila ta vrednost pred testom  $0,27 \pm 0,2$ , po njem pa  $0,31 \pm 0,25$ .

#### Spremembe v amplitudi mišične aktivacije pri različnih širinah smuči

Na sliki (41) so prikazani surovi EMG signali merjenih mišic med kvazistatično simulacijo smučarskega zavoja.



*Slika 41. Surovi podatki površinske elektromiografije med simulacijo smučanja.*

V tabelah 7 in 8 so vrednosti obdelanega EMG signala; in sicer so prikazane vrednosti kvadratnih korenov povprečnih amplitud kvadratov EMG signala (RMS) merjenih mišic pri različnih širinah smuči pri upogibu kolena  $40^\circ$  (tabela 7) in pri upogibu kolena  $60^\circ$  (tabela 8).



**Tabela 7. Vrednosti kvadratnega korena povprečne amplitude kvadratov (RMS) ( $M \pm SD$ ) pri različnih širinah smuči pri upogibu kolena 40°.**

Upogib 40°	RMS (mV)				
Mišica	Izhodišče (0mm)	Širina (60mm)	1 Širina (90mm)	2 Širina (120mm)	3
VL	0,089 ± 0,025	0,088 ± 0,024	0,087 ± 0,024	0,093 ± 0,028	
RF	0,037 ± 0,025	0,034 ± 0,009	0,033 ± 0,013	0,035 ± 0,012	
VM	0,103 ± 0,052	0,105 ± 0,061	0,107 ± 0,066	0,114 ± 0,073	
BF	0,026 ± 0,009	0,037 ± 0,017	0,052 ± 0,029	0,081 ± 0,051	
SM	0,033 ± 0,023	0,026 ± 0,016	0,027 ± 0,173	0,032 ± 0,024	
AD	0,026 ± 0,009	0,027 ± 0,008	0,047 ± 0,029	0,029 ± 0,009	
GM	0,042 ± 0,024	0,045 ± 0,028	0,028 ± 0,087	0,056 ± 0,036	

*VL: vastus lateralis, RF: rectus femoris, VM: vastus medialis, BF: biceps femoris, SM: semimembranosus, AD: adductor magnus, GM: gluteus medius*

**Tabela 8. Vrednosti kvadratnega korena povprečne amplitude kvadratov RMS ( $M \pm SD$ ) pri različnih širinah smuči pri upogibu kolena 60°.**

Upogib 60°	RMS (mV)				
Mišica	Izhodišče (0mm)	Širina (60mm)	1 Širina (90mm)	2 Širina (120mm)	3
VL	0,171 ± 0,077	0,162 ± 0,69	0,155 ± 0,066	0,161 ± 0,069	
RF	0,089 ± 0,031	0,076 ± 0,31	0,067 ± 0,026	0,068 ± 0,028	
VM	0,208 ± 0,132	0,193 ± 0,117	0,184 ± 0,114	0,194 ± 0,12	
BF	0,034 ± 0,015	0,037 ± 0,139	0,039 ± 0,015	0,05 ± 0,025	
SM	0,547 ± 0,033	0,042 ± 0,031	0,039 ± 0,024	0,04 ± 0,029	
AD	0,035 ± 0,012	0,035 ± 0,012	0,034 ± 0,01	0,035 ± 0,012	
GM	0,062 ± 0,054	0,064 ± 0,061	0,066 ± 0,062	0,068 ± 0,064	

*VL: vastus lateralis, RF: rectus femoris, VM: vastus medialis, BF: biceps femoris, SM: semimembranosus, AD: adductor magnus, GM: gluteus medius*

V tabelah 9 in 10 so prikazane relativne spremembe vrednosti amplitude EMG signala (RMS) merjenih mišic pri treh različnih širinah smuči v primerjavi z aktivacijo pri izhodiščni vrednosti pri upogibu kolena 40° (tabela 9) in pri upogibu kolena 60° (tabela 10).

**Tabela 9. Relativna sprememba amplitude (%) EMG signala (M ± SD) merjenih mišic pri treh različnih širinah smuči glede na amplitudo pri izhodiščni vrednosti (100%) pri upogibu kolena 40°.**

Upogib 40°	Širine smuči			
Mišica	RMS (1)	ΔRMS(2)	ΔRMS (3)	ΔRMS (4)
	%	%	%	%
VL	100	- 1,93 ± 5,67	- 2,96 ± 8,75	3,69 ± 0,76
RF	100	- 5,24 ± 16,27	- 7,54 ± 17,28	- 2,59 ± 28,95
VM	100	- 0,34 ± 16,68	- 0,11 ± 19,15	7,49 ± 21,59
BF	100	40,07 ± 45,61	97,31 ± 102,33	201 ± 172,13
SM	100	- 14,76 ± 20,81	- 9,05 ± 36	24,87 ± 139,46
AD	100	1,9 ± 6,6	10,75 ± 35,23	16,19 ± 26,12
GM	100	4,54 ± 10,33	11,66 ± 14,05	32,15 ± 34

*VL: vastus lateralis, RF: rectus femoris, VM: vastus medialis, BF: biceps femoris, SM: semimembranosus, AD: adductor longus, GM: gluteus medius*

*RMS 1: kvadratni koren povprečne amplitude kvadratov pri izhodiščni širini*

*ΔRMS 2: relativna sprememba RMS pri širini smuči 60 mm*

*ΔRMS 3: relativna sprememba RMS pri širini smuči 90 mm*

*ΔRMS 4: relativna sprememba RMS pri širini smuči 120 mm*

**Tabela 10. Relativna sprememba amplitude (%) EMG signala ( $M \pm SD$ ) merjenih mišic pri treh različnih širinah smuči glede na amplitudo pri izhodiščni vrednosti (100%) pri upogibu kolena 60°.**

Upogib 60°	Širine smuči			
Mišica	RMS (1)	$\Delta$ RMS(2)	$\Delta$ RMS (3)	$\Delta$ RMS (4)
	%	%	%	%
VL	100	- 4,29 $\pm$ 9,06	- 9,13 $\pm$ 6,28	- 5,45 $\pm$ 7,4
RF	100	- 14,5 $\pm$ 15,34	- 23,72 $\pm$ 16,1	- 22,07 $\pm$ 19,35
VM	100.	- 6,24 $\pm$ 7,38	- 10,9 $\pm$ 6,45	- 6,37 $\pm$ 7,72
BF	100	10,88 $\pm$ 17,96	19,54 $\pm$ 31,09	58,05 $\pm$ 92,21
SM	100	- 21,03 $\pm$ 20,73	- 24,63 $\pm$ 19,5	24,76 $\pm$ 20,9
AD	100	- 1,6 $\pm$ 8,95	- 4,14 $\pm$ 7,58	0,75 $\pm$ 13,43
GM	100	- 0,04 $\pm$ 10,61	2,74 $\pm$ 11,2	5,95 $\pm$ 12,55

*VL: vastus lateralis, RF: rectus femoris, VM: vastus medialis, BF: biceps femoris, SM: semimembranosus, AD: adductor longus, GM: gluteus medius*

*RMS 1: kvadratni koren povprečne amplitude kvadratov pri izhodiščni širini*

*$\Delta$ RMS 2: relativna sprememba RMS pri širini smuči 60 mm*

*$\Delta$ RMS 3: relativna sprememba RMS pri širini smuči 90 mm*

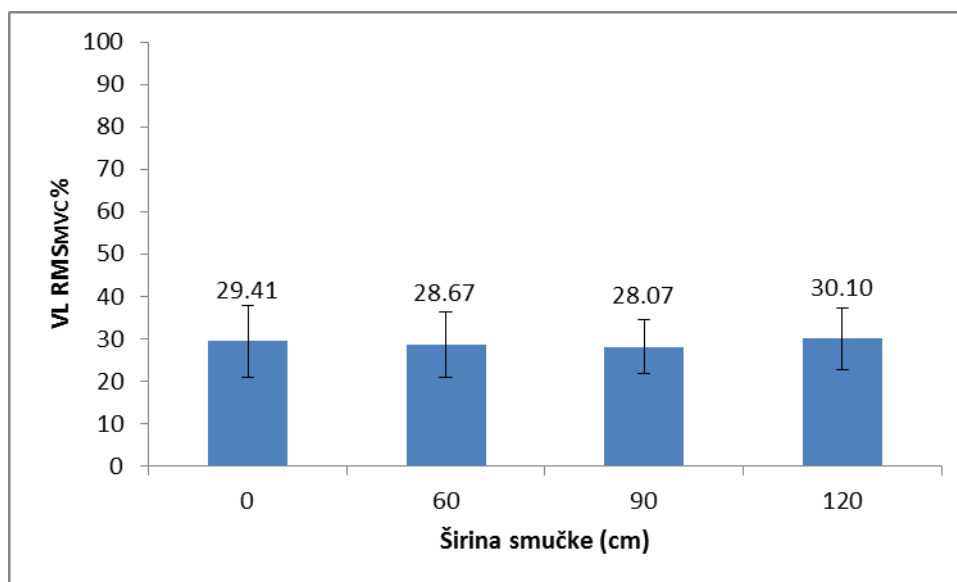
*$\Delta$ RMS 4: relativna sprememba RMS pri širini smuči 120 mm*

### **Delež električne mišične aktivacije med testiranjem glede na aktivacijo pri MVC**

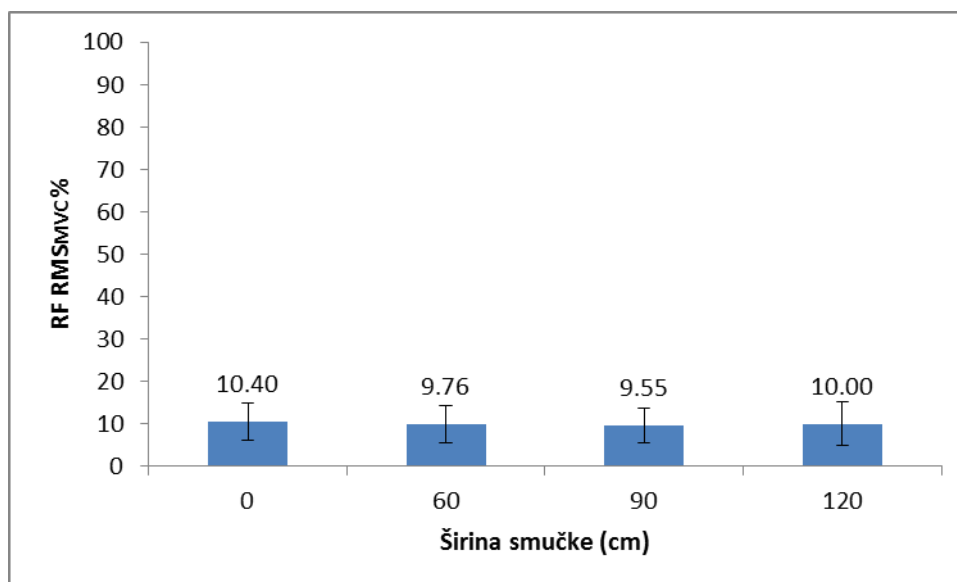
Izračunan je delež aktivacije posameznih mišic na simulatorju smučarskega zavoja v primerjavi z aktivacijo pri največjem izometričnim napenjanju in statistične razlike med temi deleži. Rezultati izračunov pri upogibu kolena 40° so prikazani na slikah 41 - 47.

Delež aktivacije treh glav kvadricepsa pri upogibu kolena 40° prikazujejo slike 41 - 43. Pri upogibu kolena 40° ni bilo statistično pomembnih razlik v aktivaciji VL  $RMS_{MVC}$  pri različnih širinah smuči (0 mm: 29,41  $\pm$  8,37%, 30 mm: 28,67  $\pm$  7,67%, 45 mm: 28,07  $\pm$  6,33%, 60 mm: 30,1  $\pm$  7,27%). Tudi pri deležih aktivacije mišic RF  $RMS_{MVC}$  (0 mm: 10,4  $\pm$  4,37%, 30 mm: 9,76  $\pm$  4,37%, 45 mm: 9,55  $\pm$  4,11%, 60 mm: 10,0  $\pm$  5,17%) in VM

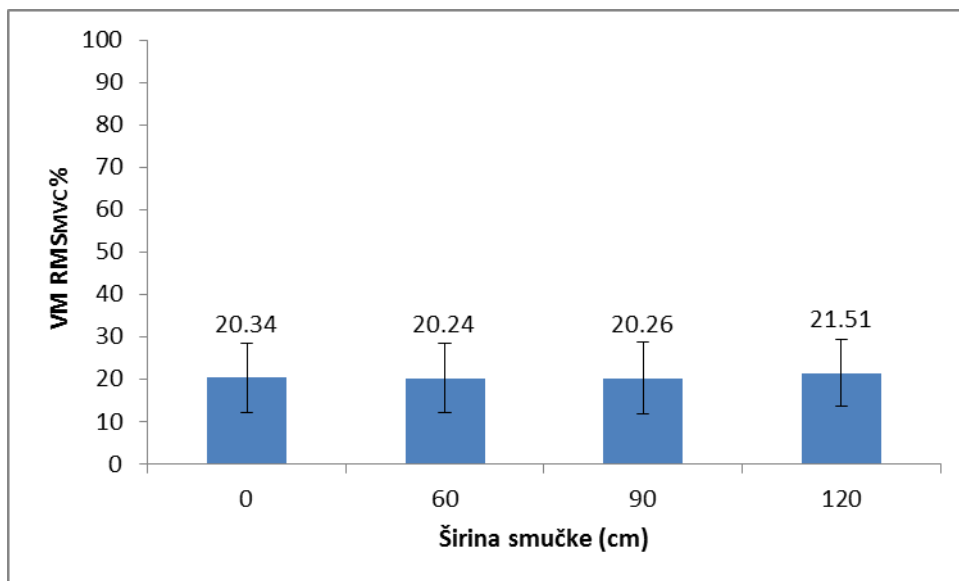
RMS<sub>MVC</sub> (0 mm: 20,34 ± 8.23%, 30 mm: 20,24 ± 8.1%, 45 mm: 20,26 ± 8.43%) ni bilo statistično pomembnih razlik med posameznimi širinami smuči.



*Slika 41. Delež aktivacije VL s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smuči glede na MVC pri upogibu kolena 40°.*

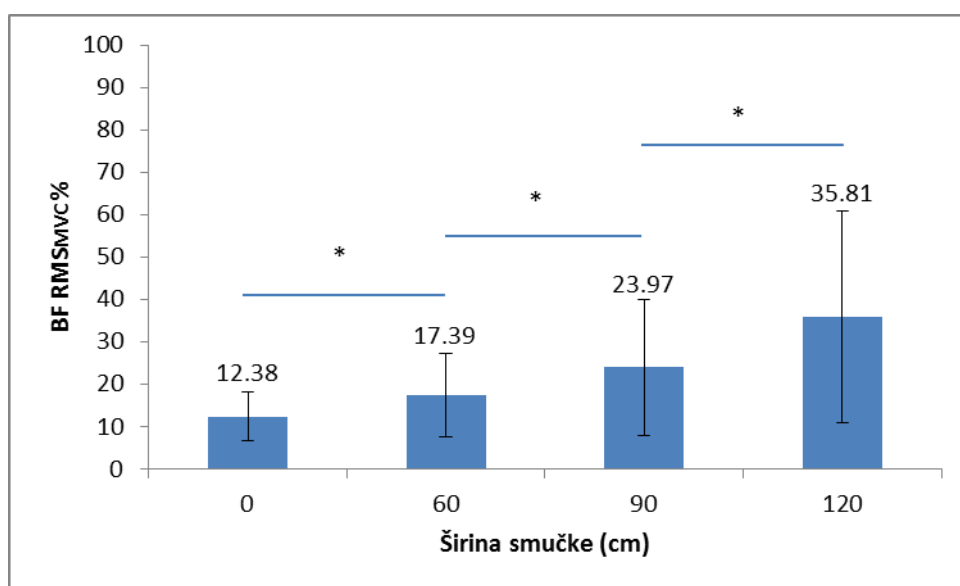


*Slika 42. Delež aktivacije RF s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smuči glede na MVC pri upogibu kolena 40°.*



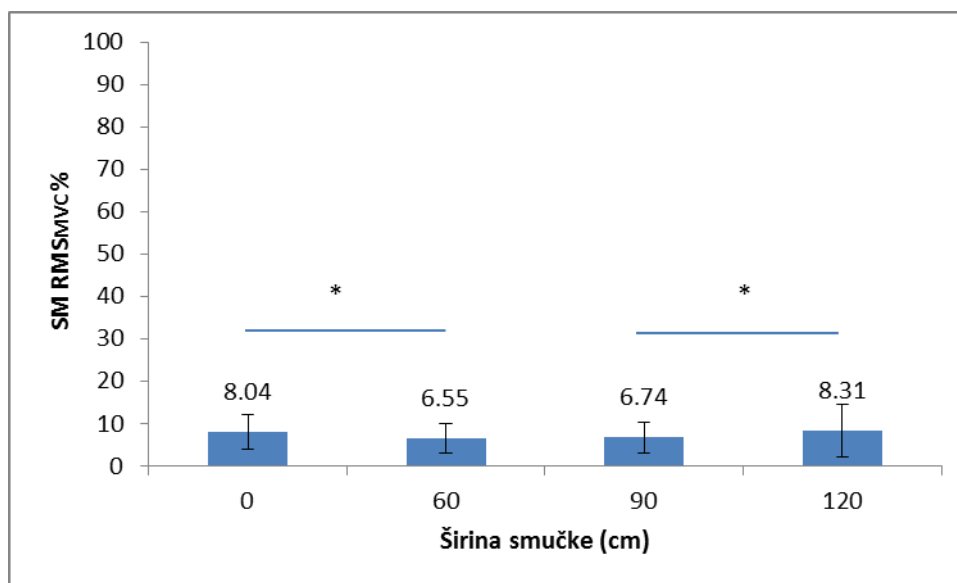
**Slika 43.** Delež aktivacije VM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 40°.

Pri deležu aktivacije mišice BF RMS<sub>MVC</sub> ( $\chi^2(3, N = 13) = 14,25$   $p < 0,001$ ) pa je bilo prisotno statistično značilno naraščanje aktivacije pri vsakem povečanju širine smučí v primerjavi s predhodno širino (slika 44) in sicer med 0 mm ( $12,38 \pm 5,67\%$ ) in 60 mm ( $17,39 \pm 9,78\%$   $p < 0,05$ ), med 60 mm in 90 mm ( $23,97 \pm 16,12\%$   $p < 0,05$ ) ter med 90 mm in 120 mm ( $35,81 \pm 24,97\%$   $p < 0,05$ ).



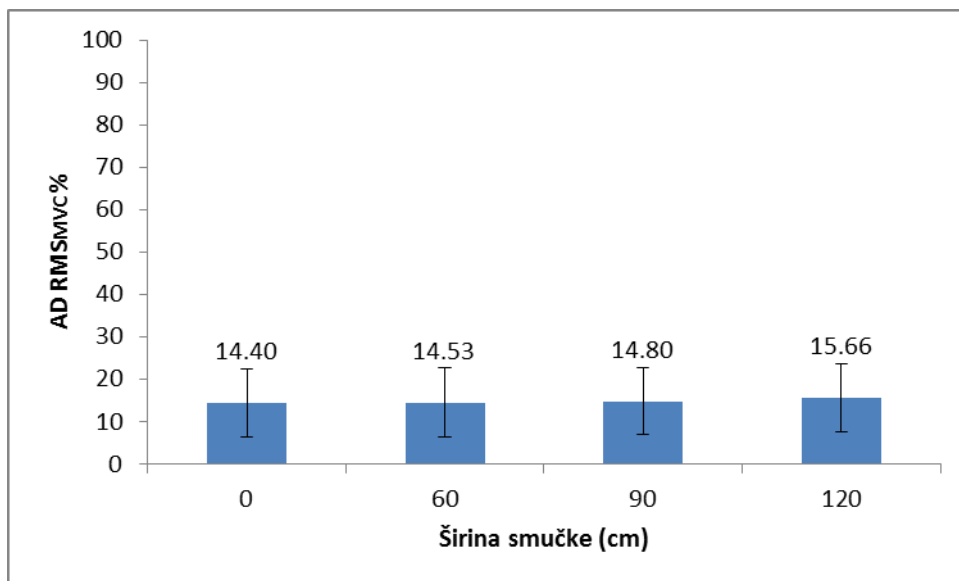
**Slika 44.** Delež aktivacije BF s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 40°.

Pri mišici SM  $RMS_{MVC}$  ( $\chi^2(3, N=13) = 7,8$  slika 45) je bilo v primerjavi z aktivacijo pri izhodiščni širini 0 mm ( $8,04 \pm 4,07\%$ ) pri širini 60 mm statistično značilno znižanje aktivacije ( $6,54 \pm 3,5\%$ ,  $p < 0,05$ ), nato je ta pri širini 90 mm ostala približno na isti ravni ( $6,74 \pm 3,58\%$ ), potem pa se je pri največji širini (120 mm) spet statistično značilno povečala ( $8,31 \pm 6,14\%$   $p= 0,03$ ).



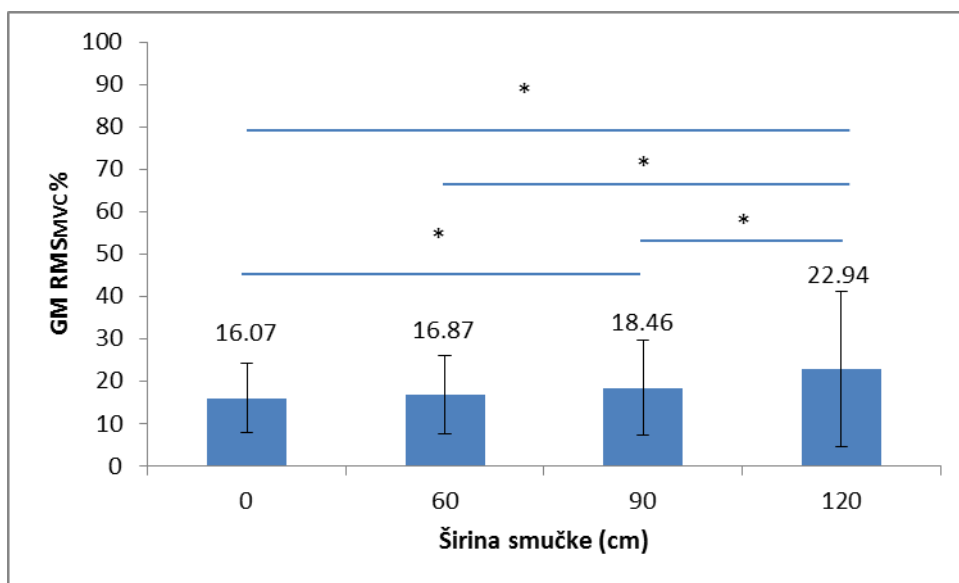
**Slika 45.** Delež aktivacije SM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 40°.

Aktivacija AD  $RMS_{MVC}$  niti pri najmanjši (0 mm:  $14,4 \pm 7,94\%$ ) in največji širini ( $15,66 \pm 7,98\%$ ) ni dosegla statistično značilne razlike (slika 46).



**Slika 46.** Delež aktivacije AD s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 40°.

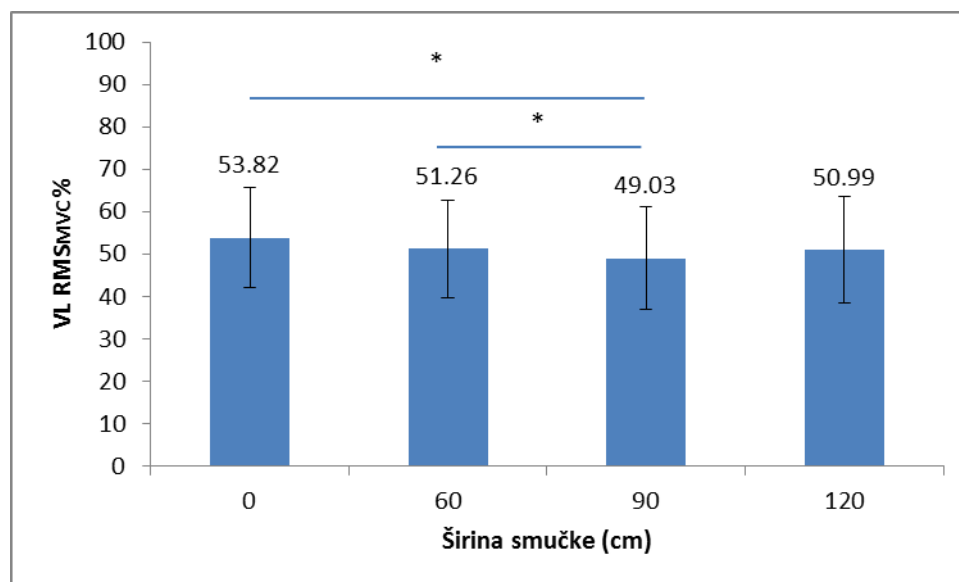
Povečevanje aktivacije s širino smučí je bilo prisotno tudi pri GM RMS<sub>MVC</sub> ( $\chi^2(3, N = 13) = 13,46$   $p < 0,05$ ), pri čemer so bile statistično značilne razlike med aktivacijami prisotne pri širinah 0 mm ( $16,07 \pm 8,28\%$ ) in 90 mm ( $18,46 \pm 12,2\%$ ,  $p < 0,05$ ), širinama 0 mm in 120 mm ( $22,94 \pm 18,36\%$ ,  $p < 0,05$ ), širinama 60 mm ( $16,87 \pm 11,25\%$ ) in 120 mm ( $p < 0,05$ ) in pa širinama 90 mm in 120 mm ( $p < 0,05$ , slika 47).



**Slika 47.** Delež aktivacije GM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 40°.

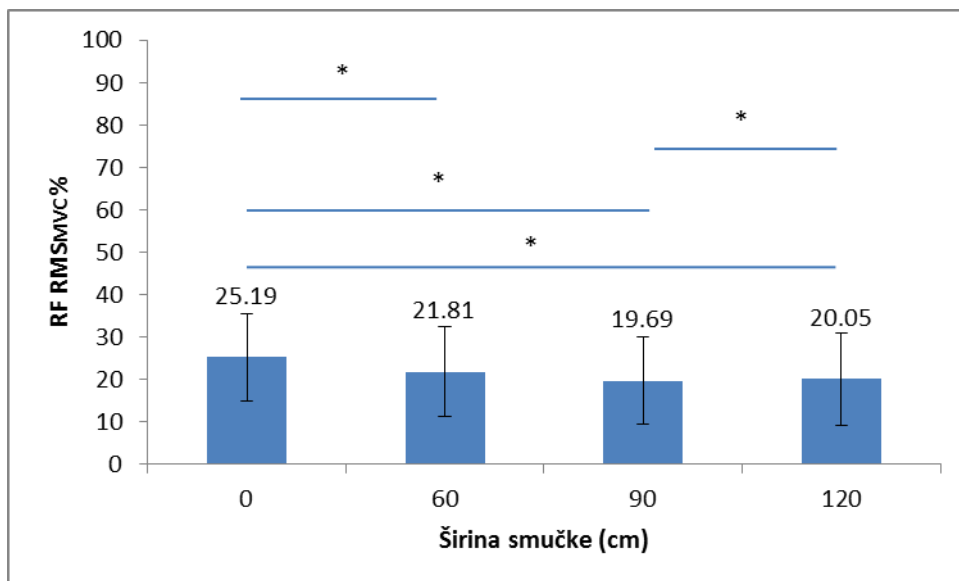
Rezultati izračunov deleža mišične aktivacije glede na MVC in statistične razlike med različnimi širinami smuči pri upogibu kolena 60° so prikazani na slikah 48 – 54.

Pri upogibu kolena 60° se je pri različnih širinah pojavila razlika v deležu aktivacije posameznih glav kvadricepsa (slike 48 - 50). Pri VL  $RMS_{MVC}$  ( $F(3,12) = 7,92$   $p < 0,05$ ) je bila pri širini 90 mm ( $49,03 \pm 12,08\%$ ) aktivacija statistično značilno manjša kot pri širini 60 mm ( $51,26 \pm 11,54\%$   $p < 0,05$ ) in tudi kot pri širini 0 mm ( $53,82 \pm 11,78\%$   $p < 0,05$ ). Zmanjševanje aktivacije z naraščanjem širine smuči je bilo opaziti tudi pri RF  $RMS_{MVC}$  ( $F(3,12) = 15,32$   $p < 0,001$ ) in sicer se je v primerjavi s širino 0 mm ( $25,19 \pm 10,33\%$ ) aktivacija značilno zmanjšala pri širini 60 mm ( $21,81 \pm 10,28\%$ ), pri širini 90 mm ( $19,69 \pm 10,33\%$ ) in tudi pri širini 120 mm ( $20,05 \pm 10,8\%$ ). Statistično značilno manjša je bila tudi aktivacija pri širini 90 mm v primerjavi s širino 60 mm ( $p < 0,05$ ). Podoben vzorec zmanjševanja aktivacije z naraščanjem širine smuči je bil tudi pri mišici VM  $RMS_{MVC}$  ( $F(3,12) = 9,56$   $p < 0,001$ ). V primerjavi s širino 0 mm ( $40,78 \pm 13,93\%$ ), je bila statistično značilno manjša aktivacija pri širini 90 mm ( $36,6 \pm 13,62\%$   $p < 0,001$ ) in tudi pri širini 120 mm ( $38,1 \pm 14,24\%$   $p < 0,05$ ).

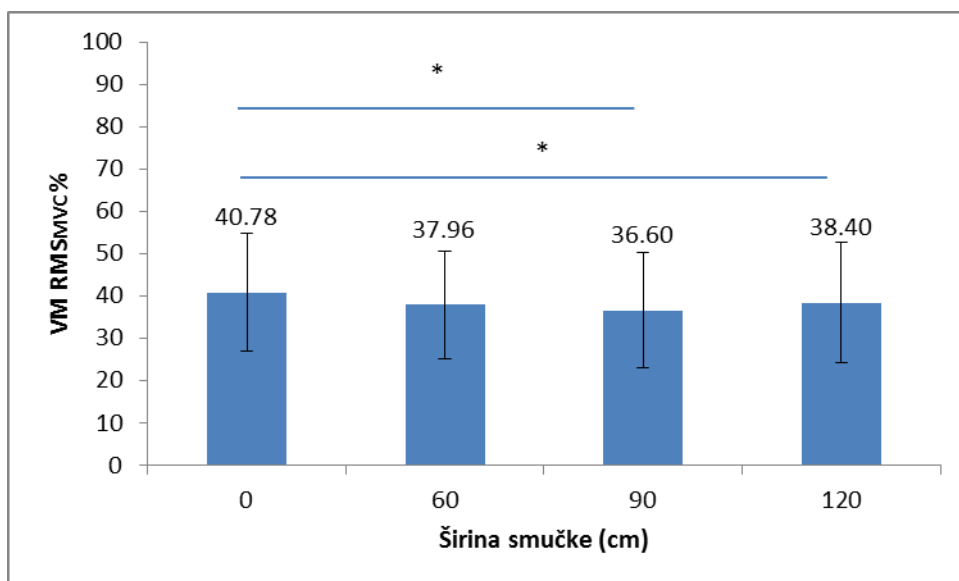


**Slika 48.** Delež aktivacije VL s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smuči glede na MVC pri upogibu kolena 60°.





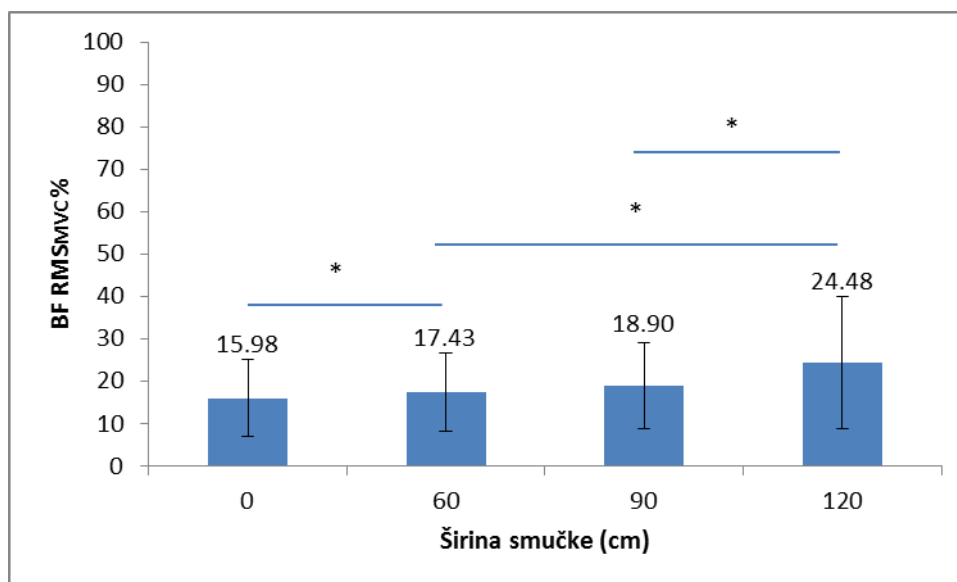
*Slika 49. Delež aktivacije RF s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.*



*Slika 50. Delež aktivacije VM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.*

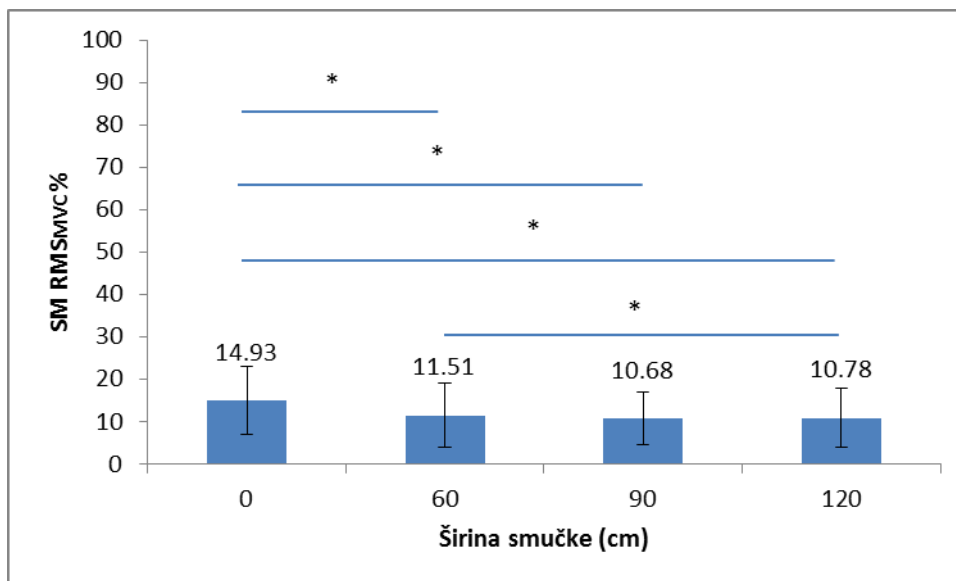
Pri aktivaciji mišice BF RMS<sub>MVC</sub> je bilo prisotno povečevanje aktivnosti ( $\chi^2(3, N = 13) = 14.82$   $p < 0,001$ ) pri vsakem povečanju širine smučí (slika 51). Statistično značilne razlike so bile prisotne med širino 0 mm ( $15,98 \pm 9,1\%$ ) in širinami 60 mm ( $17,43 \pm 9,25\%$ ,  $p < 0,05$ ), 90 mm ( $18,9 \pm 10,17\%$ ,  $p < 0,05$ ) ter 120 mm ( $24,48 \pm 15,59\%$   $p < 0,05$ ). Prav tako

je bila statistično značilno večja aktivacija pri širini 120 mm v primerjavi s širino 60 mm ( $p < 0,001$ ) in tudi v primerjavi s širino 90 mm ( $p < 0,05$ ).



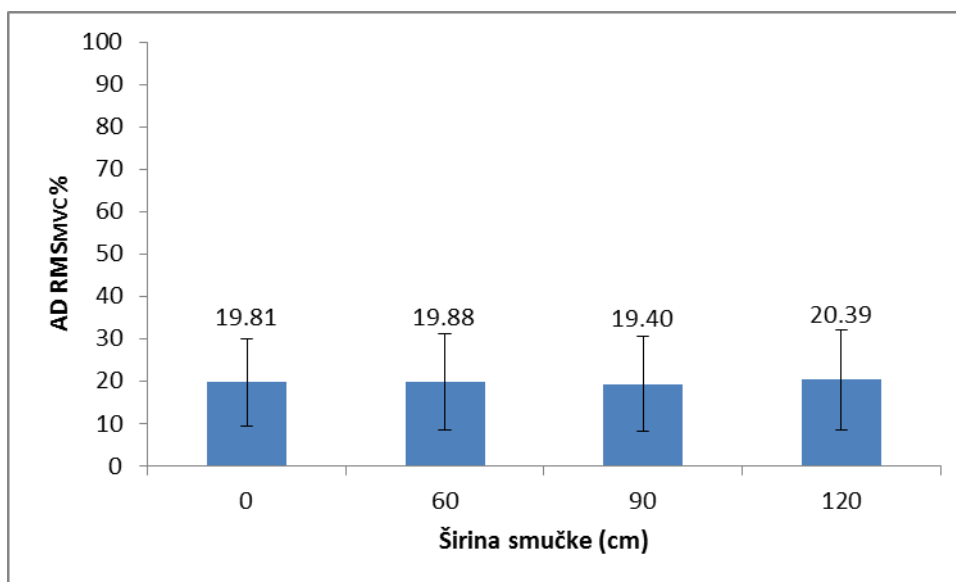
**Slika 51.** Delež aktivacije BF s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.

Pri mišici SM  $RMS_{MVC}$  (slika 52) smo ugotovili upad relativne aktivacije z naraščanjem širine smučí ( $\chi^2(3, N=13)$ ,  $p < 0,001$ ). Aktivacija je bila v primerjavi z aktivacijo pri širini 0 mm ( $14,93 \pm 8,08\%$ ) statistično značilno manjša pri širinah 60 mm ( $11,51 \pm 7,64\%$ ,  $p < 0,05$ ), 90 mm ( $10,68 \pm 6,24\%$ ,  $p < 0,001$ ) in 120 mm ( $10,78 \pm 6,96\%$ ,  $p < 0,05$ ). Statistično značilno manjša je bila tudi aktivacija pri širini 120 mm v primerjavi s širino 60 mm ( $p < 0,05$ ).

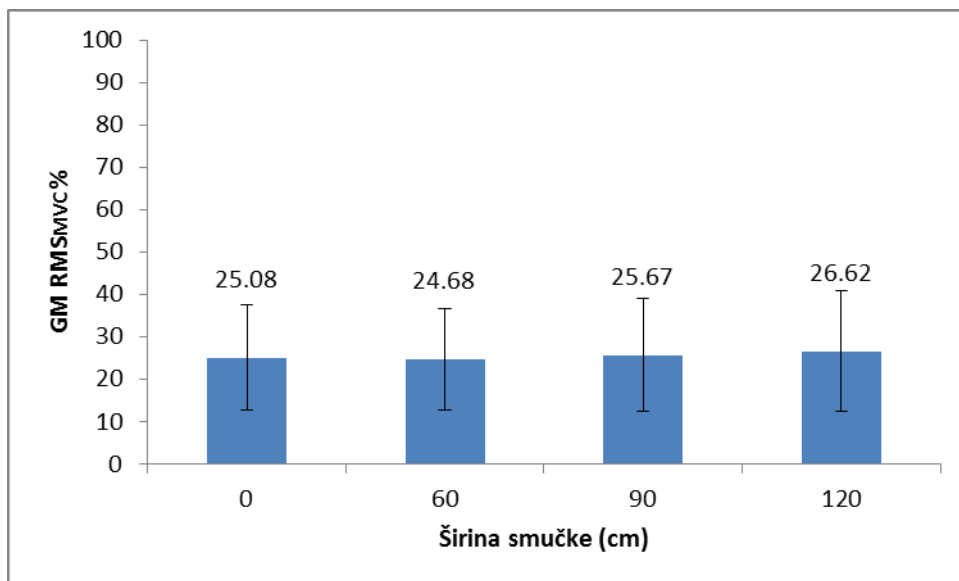


*Slika 52. Delež aktivacije SM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.*

Pri mišicah AD RMS<sub>MVC</sub> (slika 53) in GM RMS<sub>MVC</sub> (slika 54) ni bilo statističnih razlik med deleži aktivacij pri različnih širinah smučí.



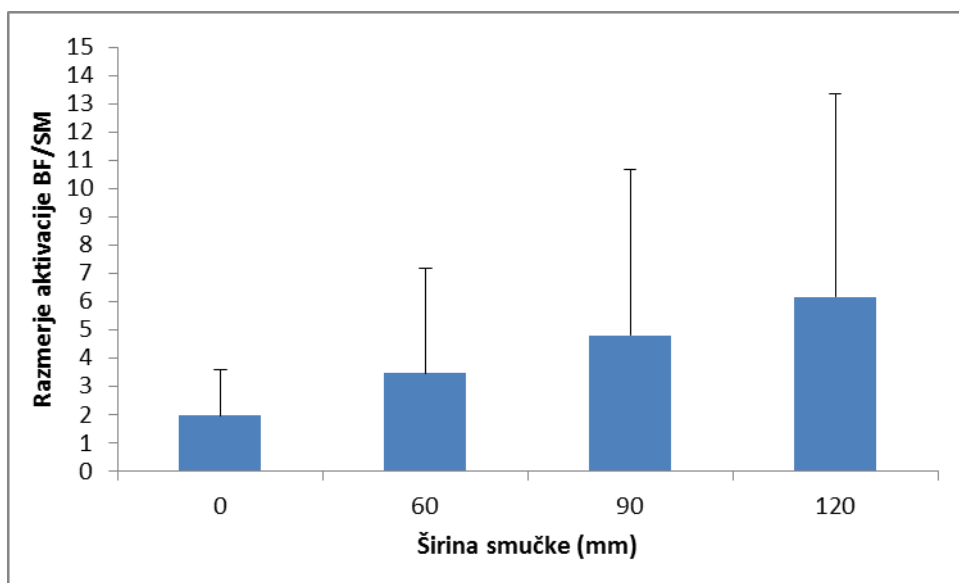
*Slika 53. Delež aktivacije AD s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.*



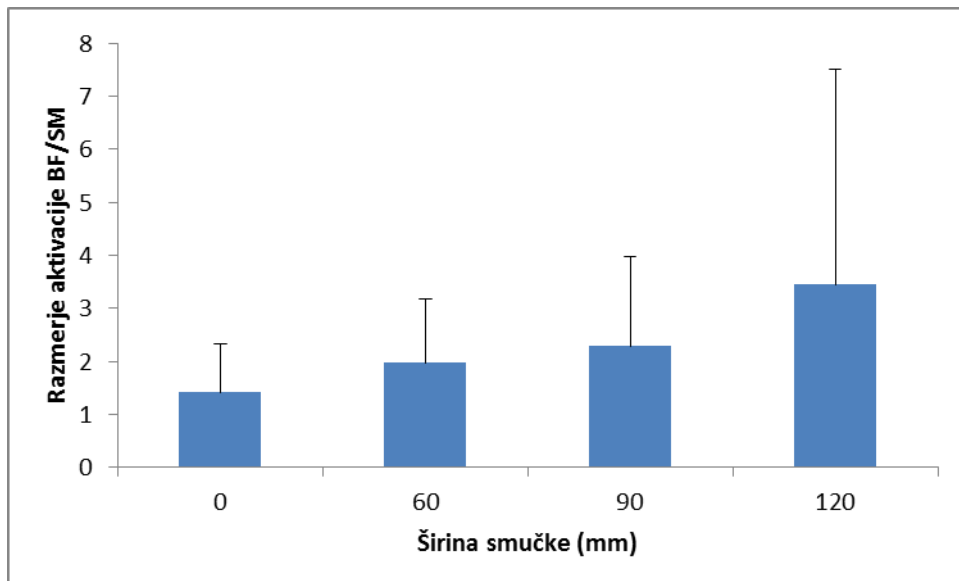
*Slika 54. Delež aktivacije GM s standardnimi deviacijami pri posameznih širinah smučí glede na MVC pri upogibu kolena 60°.*

### **Razmerja med aktivacijami parov antagonističnih mišic**

Izračunali smo tudi razmerja med aktivacijo BF in SM pri različnih širinah smučí pri upogibu kolena 40 in 60°. Rezultati so prikazani na slikah 55 in 56.



*Slika 55. Razmerje med aktivacijama BF/SM s standardnimi deviacijami pri upogibu kolena 40° pri različnih širinah smučí.*



*Slika 56. Razmerje med aktivacijama BF/SM s standardnimi deviacijami pri upogibu kolena 60° pri različnih širinah smuči.*

## 6. RAZPRAVA

### 6.1. Interpretacija rezultatov terenskih meritev

Glavna ugotovitev terenske študije je bila, da je pri smučanju na trdi snežni podlagi kinematika kolenskega sklepa pri različno širokih smučeh različna. Najznačilnejši je bil zmanjšan povprečen odmik kolena na srednjih in širokih smučeh v primerjavi z ozkimi v fazi zavijanja 1 (S1), fazi zavijanja 2 (S2) in zaključni fazi (C), in pa manjša povprečna notranja rotacija na širokih smučeh v primerjavi s srednjimi in ozkimi v fazah S2 in C. Splošna značilnost smučanja na srednjih smučeh je bila, da je bila pri njih velikost upogiba in odmika kolena podobna kot na širokih, pri rotaciji pa je bila vrednost na srednjih smučkah v vmesnem območju med vrednostjo na ozkih in širokih. Prve od postavljenih hipotez (H1) sicer direktno nismo potrdili, vendar pa lahko glede na povezanost med velikostjo upogiba in predpostavljeno nevtralno točko odmika/primika in rotacij v kolenskem sklepu (Lu idr., 2008; Wilson idr., 2000) trdimo, da je bil položaj kolena takšen, kot smo predpostavili.

Analiza povprečij radijev zavojev je pokazala, da med različno širokimi smučmi ni bilo skoraj nobenih razlik (slika 24). To smo dosegli z analizo predhodnih pilotskih meritev, na osnovi katerih smo potem progo ustrezno zakoličili, potek zavojev pa potem še naknadno označili z barvo. Ujemanje radijev zavojev pri vseh smučeh nam v veliki meri zagotavlja, da so bile razlike v kinematiki kolenskega sklepa z največjo verjetnostjo posledica prilagajanja položaja sklepa zahtevam različnih smučmi in ne posledica tega, da bi smučarji z različnimi smučmi smučali po različnih trajektorijah. Poleg tega pa tudi ni bilo statističnih razlik v velikosti  $F_p$  (normalizirane na telesno težo) pri smučarjih na različnih smučeh, kar nam je dodatno zagotavljalo primerljive pogoje smučanja na različnih smučeh (slika 28, tabela 4).

Za analizo zunanjega kolena smo se odločili, ker se večji del reakcijske sile podlage prenaša preko njega (Scheiber idr., 2012; Vaverka in Vodickova, 2010), poleg tega pa je po mnenju smučarskih strokovnjakov predvsem zunanja smučka tista, s katero smučar vodi zavoj (Barth, 2011; Held, Kaiser in Deutscher Verband für das Skilehrwesen, 2002; Howe,

2001; LeMaster, 2009; Lešnik in Žvan, 2010). Pri posameznem smučarju smo ugotovili, da je bil položaj stegenice napram golenici skoraj identičen v vseh treh anatomskih ravninah in za obe kolena, kadar sta bili ti v zunanjem položaju v zavoju. Zaradi tega smo se odločili, da pri vseh smučarjih vzamemo v analizo zunanje koleno v levih in desnih zavojih in tako pridobimo večji in zanesljivejši vzorec. Kinematika zunanjega in notranjega kolena v zavoju pa sta se razlikovali, čeprav tega nismo natančneje preučevali. V zadnji točki zavoja je bila zunanja smučka v fazi prehoda na notranjo stran naslednjega zavoja. Zaradi različnega gibanja kolena v zunanjem in notranjem položaju v zavoju je razumljivo, da so vrednosti kotov v fazi C različne od vrednosti v fazah I in S1 in da se prve in zadnje točke na grafih (slike 25, 26, 27) ne ujemajo.

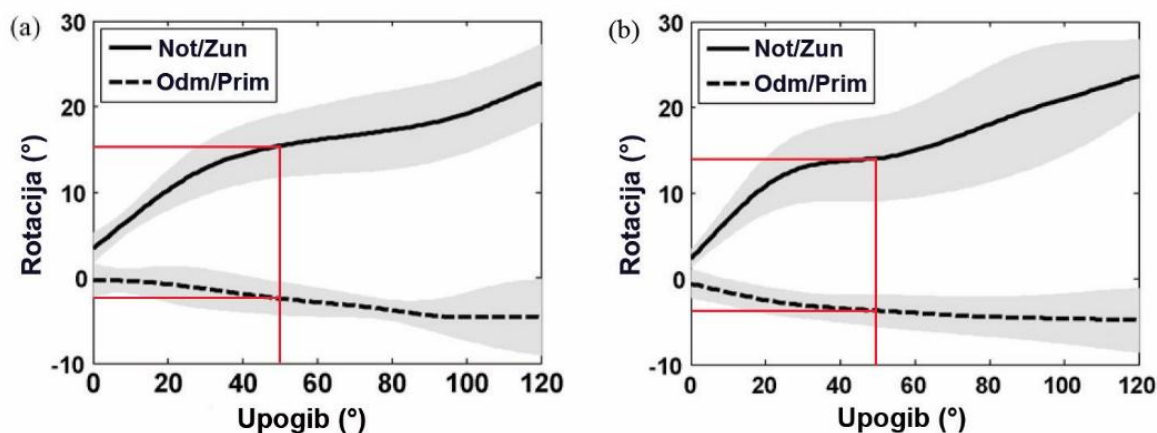
Koleno je bilo v fazah zavijanja najbolj upognjeno na ozkih smučeh (slika 25). Možna razlaga za to bi bila, da se je smučar izogibal globokim počepom na širših smučeh, ker bi to lahko predstavljalo dodatno obremenitev stegenjskih mišic v položajih, pri katerih so navori na kolenski sklep povečani (Zatsiorsky, 2002). Po drugi strani pa večji upogib kolena pomeni nižji položaj težišča in s tem izboljššan ravnotežni položaj (Winter idr., 1990), zato bi pri širokih smučeh lahko pričakovali tudi obratno situacijo. Nižji položaj/večji upogib kolena na ozkih smučeh (ki po geometriji spominjajo na mladinske tekmovalne smuči) lahko razlagamo tudi tako, da so poskušali smučarji na njih zavzeti aerodinamično čim bolj ugoden položaj, oziroma položaj, ki so ga sicer navajeni pri uporabi tekmovalne smučarske tehnike (Gilgien, Spörri, Chardonnens, Kröll in Müller, 2013; Supej idr., 2013).

Analiza primika/odmika kolena je pokazala, da so imeli vsi smučarji na vseh treh tipih smuči koleno v vseh fazah zavoja v položaju odmika (slika 26). Pri interpretaciji primika/odmika kolenskega sklepa je potrebna določena previdnost, kajti morfologija kolenskega sklepa je takšna, da običajno – v odsotnosti mediolateralnih sil – s povečevanjem upogiba narašča tudi primik (Lu idr., 2008). Tako bi lahko v sredini zavoja (drugi del faze S1 in prvi del faze S2), kjer je bil upogib kolena med  $\sim 48^\circ$  in  $\sim 53^\circ$  v skladu s citirano študijo pričakovali primik kolena za  $3 - 5^\circ$ . Vendar pa so v primeru zavestnega gibanja ali v primeru delovanja zunanjih sil vrednosti primika/odmika lahko tudi drugačne (Lu idr., 2008; Moglo in Shirazi-Adl, 2005; Wilson idr., 2000). Glede na to, da smo v zavoju izmerili odmik (valgus) kolena, lahko sklepamo, da so merjenci zavzeli

takšen položaj zaradi uporabe smučarske tehnike in/ali zaradi vpliva smučarske opreme. V nasprotju z našo eksperimentalno hipotezo (H2) pa je bil odmik največji na ozkih smučeh in ne na širokih, kjer je premik prijemališča reakcijske sile podlage v medialni smeri največji. Možna razlaga bi bila, da je bilo koleno pri vseh smučeh v zavoju blizu končne točke, do katere je anatomski odmik izvedljiv, ta pa je lahko nekoliko večji, kadar je koleno bolj upognjeno (Grood idr., 1988), kar smo izmerili na ozkih smučeh. Druga razlaga za izmerjen večji odmik kolena na najožjih smučeh pa je, da se smučar na srednjih in širokih smučeh morda ne more več v celoti upirati povečanemu navoru, ki deluje na koleno v mediolateralni smeri. Ta bi lahko bil večji zaradi ročice, ki je na trdi snežni podlagi zaradi večjega premika prijemališča reakcijske sile podlage večja na srednjih in širokih smučeh v primerjavi z ozkimi. Določen vpliv je imelo morda tudi dejstvo, da je smučar na srednjih in širokih smučeh ob vseh zunanjih motnjah na ne popolnoma gladkemu terenu in ob vibracijah (Mester, 1997) težje postavljal koleno v položaj odmika.

Analiza rotacije je pokazala, da je bilo koleno ne glede na tip smučī v zavoju ves čas v notranji rotaciji (slika 27). To dejstvo se ne ujema s predhodnim opazovanjem oziroma video analizo (slika 10 c-d) in na prvi pogled tudi ne s hipotezo H1, kjer smo predpostavili zunanjo rotacijo kolena v zavoju. Vendar pa je – podobno kot velja za primik/odmik – interpretacija rotacije nekoliko zapletena, saj je tudi tukaj prisotno sklopljeno gibanje med rotacijo in upogibom (Lu idr., 2008; Moglo in Shirazi-Adl, 2005; Wilson idr., 2000). Povezavo med rotacijo in upogibom določajo oblike sklepnih površin in napetost ligamentov. Povezava med gibanjem v sagitalni in transverzalni ravnini je bolj neposredna (manj odvisna od vpliva zunanjih sil in hotenega gibanja sklepa) v bolj iztegnjenem položaju kolena. Po podatkih iz literature (Lu idr., 2008) se med  $0^\circ$  in  $30^\circ$  upogiba koleno notranje rotira za približno  $10^\circ$ , z nadaljnjim upogibom od  $30^\circ$  do  $114^\circ$  pa se notranja rotacija dodatno poveča za  $8.8^\circ$  (slika 57). Iz opisanega lahko sklepamo, da se s spreminjanjem upogiba kolena spreminja tudi nevtralna točka tako rotacije kot tudi primika/odmika. To dejstvo je potrebno ločiti od lastnosti kolena, da različna vrednost upogiba zaradi različne napetosti ligamentov dopušča različen razpon gibanja v smeri



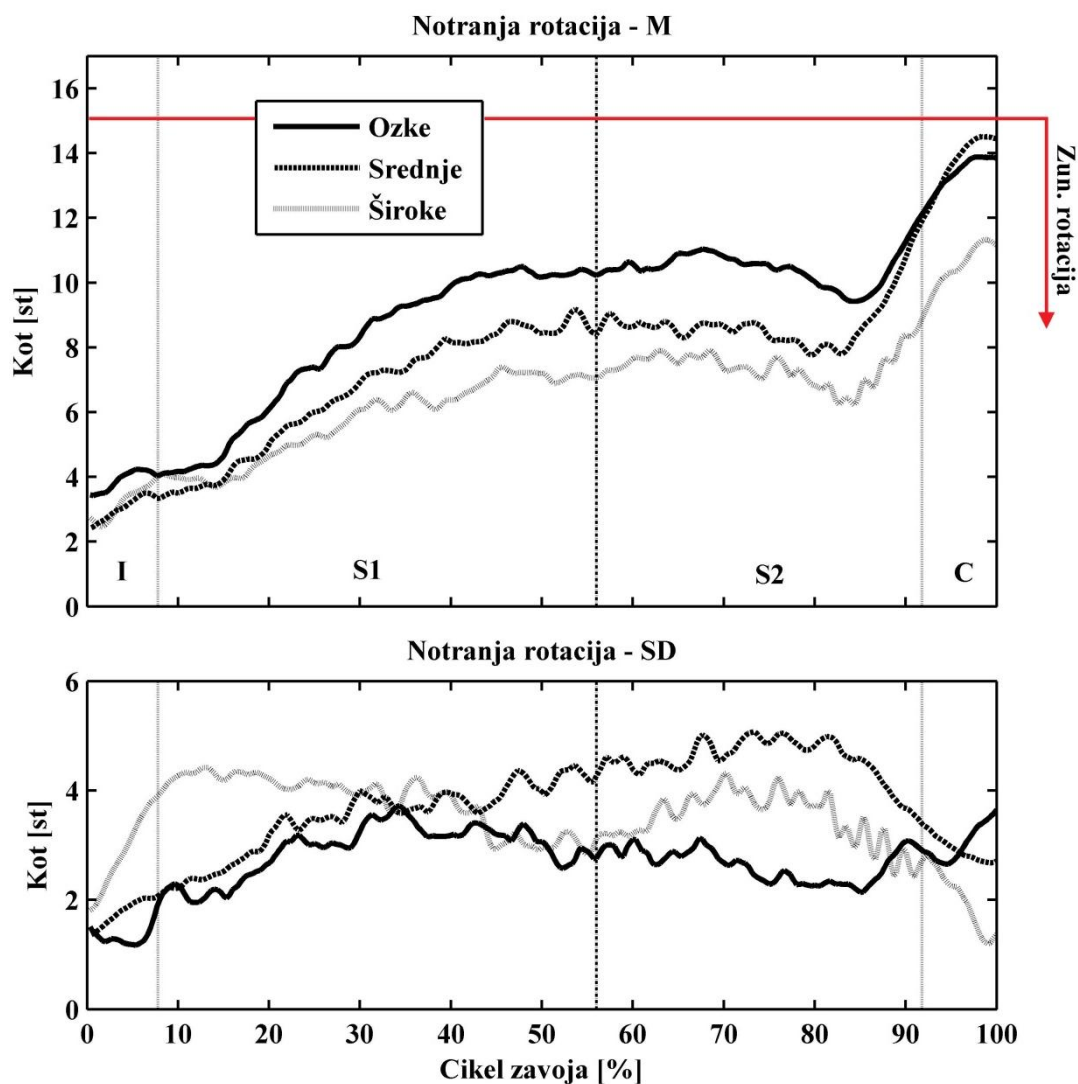


*Slika 57. Sklopljene prostostne stopnje gibanja kolenskega sklepa (prirejeno po Lu et al., 2008). Slika a prikazuje povezavo med upogibom in gibanjem v prečni ter čelni ravnini pri razbremenjeni nogi, slika b pa povezavo med upogibom in gibanjem v prečni ter čelni ravnini pri obremenjeni nogi. Rdeče črte prikazujejo predpostavljeno ničelno vrednost za rotacije in odmik/primik pri upogibu 50°.*

primika/odmika in rotacij pod vplivom mišične aktivnosti in zunanjih sil (Antolič, 1995; Grood idr., 1988). Upoštevajoč sklopljeno gibanje med upogibom in rotacijo kolenskega sklepa bi pri vseh treh širinah smuči pričakovali večjo notranjo rotacijo od izmerjene. Pri upogibu med  $\sim 48^\circ$  in  $\sim 52^\circ$ , ki je bil pri vseh treh smučeh prisoten v fazi zavijanja (tabela 2), bi bila pričakovana notranja rotacija  $\sim 15^\circ$  (Lu idr., 2008), pri naših meritvah pa je bila znatno nižja (med  $\sim 5.5$  in  $\sim 10.5^\circ$ , tabela 2).

Ker je torej vrednost rotacije relativna in zaradi povezanih prostostnih stopenj gibanja kolena od upogiba odvisna, lahko z nekaj špekulacije trdimo, da pomeni izmerjena manjša notranja rotacija - od predpostavljene nevtralne za prisotno velikost upogiba - dejansko pojav relativne zunanje rotacije kolenskega sklepa v zavoju (slika 58). Tako je torej rotacija v zunanji smeri v naši študiji s širino smuči naraščala. V območju upogiba  $50^\circ$  ohlapnost kolenskih ligamentov dopušča precejšnje rotacijsko gibanje sklepa in sicer do  $40^\circ$  zunanje in do  $20^\circ$  notranje rotacije (Grood idr., 1988; Platzer, 2004). Kot kaže, so merjenci v naši študiji aktivno zmanjševali notranjo rotacijo oziroma so izvajali glede na predpostavljeno nevtralno točko aktivno zunanjo rotacijo. Ugotovitev zunanje rotacije v kolenu zunanje noge pri smučanju se ujema s prejšnjo študijo (Yoneyama idr., 2000), v kateri so sicer izmerili celo absolutno zunanjo rotacijo, kar pa lahko pripišemo merilni

metodi, ki je bila drugačna od naše, in pri kateri so merili rotacijo stegenice napram smučarskemu čevlju. V naši študiji pa je bila merjena rotacija stegenice napram golenici, kakor se običajno merijo koti v kolenskem sklepu (Lu idr., 2008; Wilson idr., 2000).



*Slika 58. Modificirana slika 27. Z rdečo vodoravno črto je prikazana predpostavljena ničelna vrednost za rotacijo pri danem upogibu kolena. Pri cca 50° je predpostavljen premik ničelne vrednosti cca 15° (Lu idr., 2008). Z upoštevanjem tega zamika ugotovimo, da je bilo koleno v zavoju v zunanji rotaciji, ki se je s povečevanjem širine smuči povečevala.*

Primerjava oblik diagramov rotacij in primika/odmika z diagrami radijev zavojev in silami reakcije podlage nam pokaže velike podobnosti. Intervali naraščanja in padanja ter območja visokih in maksimalnih vrednosti so se zelo dobro ujemali in sicer ne glede na to, katere smučke so bile uporabljene. Upoštevati je potrebno le to, da ima diagram radijev zavojev inverzno obliko. Te skladnosti nakazujejo, da imajo ta takoimenovana dodatna gibanja v kolenu (ki niso upogib/izteg) najverjetneje ključno vlogo pri vodenju zavoja v alpskem smučanju, kar je bilo nakazano tudi že v starejših študijah (Müller idr., 1998).

Terenska študija ima določene omejitve. Ena izmed njih je bil relativno majhen vzorec, kar je morda razlog, da so bile ponekod opažene le tendence razlik, ki niso bile statistično značilne. Kljub temu pa 180 analiziranih zavojev (10 zavojev na merjenca pri vsaki izmed treh širin smuči) predstavlja po našem vedenju po velikosti vzorca eno največjih študij v alpskem smučanju, ki obravnavajo tridimenzionalno kinematiko celega telesa. Analiziranje velikega vzorca je pri alpski smučarski znanosti izjemno težavno, kajti na terenu je za večje število merjencev skoraj nemogoče zagotoviti enake ali vsaj primerljive pogoje (Lešnik idr., 2013; Supej, Nemeč, idr., 2005). Zaradi tega smo tudi v tej študiji izvedli meritve v treh zaporednih dnevih in natančno merili vremenske in snežne pogoje ter vsak dan znova identično zakoličevali progo s pomočjo geodetskih inštrumentov.

Zaradi ogromne količine vhodnih podatkov smo se odločili za uporabo merilne tehnologije, ki je združevala sistem inercialnih senzorjev in visoko ločljivega RTK GNSS (Krüger in Edelmann-Nusser, 2010; Supej, 2010). Postavlja se vprašanje, če je takšen sistem za sledenje gibanja kolenskega sklepa in ugotavljanje razlik v vseh treh ravninah dovolj natančen. Študija, pri kateri so uporabili kardanski sistem, je pokazala, da so bile napake pri merjenju tridimenzionalne sklepne kinematike v vseh treh anatomskih ravninah približno enake in sicer okoli  $3^\circ$  (Brennan, Zhang, Deluzio in Li, 2011). Zaenkrat še ni znano ali lahko s primerljivim redom velikosti napak, kot je bil ugotovljen v laboratorijskih pogojih, računamo tudi pri smučarskih meritvah na terenu. Laboratorijska študija (Zhang, Novak, Brouwer in Li, 2013), pri kateri so primerjali vrednosti kotov kolenskega sklepa, ki jih podajata optični in inercialni sistem, je pokazala odstopanja med obema sistemoma predvsem pri rotacijah (transverzalna ravnina) in pri primiku/odmiku (čelna ravnina). Vendar pa omenjena študija ni podala odgovora, kateri sistem podaja pravilnejše vrednosti, ki bi jih lahko imeli za referenčne. Obstaja pa tudi študija, ki je pokazala, da so napake, ki

nastajajo znotraj meritev s kamero in optičnimi markerjimi (Della Croce, Leardini, Chiari in Cappozzo, 2005), primerljivega velikostnega reda kot že omenjene razlike med optičnim in inercialnim sistemom (Zhang idr., 2013). Tako lahko zaključimo, da smo z ozirom na omejitve obeh sistemov, potrebe po pridobitvi velike količine podatkov in specifične okoliščine terenskih smučarskih meritev, izbrali ustrezen merilni sistem. Glede natančnosti ugotavljanja razlik med koti v kolenu pri različnih širinah smuči lahko trdimo, da je pri upogibu (fleksiji) sistem dovolj natančen. Glede rotacij in primika/odmika, kjer so velikosti kotov manjše in primerljive s velikostjo predpostavljene napake sistema, bi lahko imeli večje pomisleke. Vendar pa je velik del merske napake posledica spreminjajočega se položaja senzorjev (Brennan idr., 2011; Zhang idr., 2013). V naši študiji je imel merjenec enako nameščene senzorje pri vseh vožnjah. Predpostavljamo, da je morebitna napaka, izvirajoča iz vseeno nekoliko različnega položaja senzorjev, tudi pri rotacijah in primiku/odmiku, povečala samo standardne deviacije in ni vplivala na samo statistiko.

Pri računanju  $F_p$  iz kinematičnih podatkov se pojavljajo nekoliko večje napake, vendar pa je metoda pri alpskem smučanju vseeno uporabna (Lüthi idr., 2005). Predpostavljena napaka je primerljiva z napako iz predhodne študije (Supej idr., 2011), kjer je bila v osnovi  $F_p$  izračunana na enak način, velikost napake pa je bila ocenjena na cca 0.25 telesne teže. Ker je bila v našem primeru  $F_p$  uporabljena le kot pomožni parameter, oziroma eden od pokazateljev primerljivih pogojev pri vseh merjencih in tipih smuči, ocenjujemo, da je izračun njene velikosti za naš namen dovolj natančen.

V prihodnje bi bilo za natančnejšo opredelitev biomehanskih parametrov kolenskega sklepa pri različno širokih smučeh, in pa tudi ugotavljanja povezav s potencialnimi poškodbami in/ali preobremenitvami, potrebno vključiti neposredne meritve reakcijskih sil podlage in mišične aktivnosti. Smiselno bi bilo še povečati vzorec in pa tudi vključiti smučarje z različnim smučarskim znanjem. Zanimivo bi bilo napraviti tudi primerjavo med različnimi snežnimi pogoji. V naši študiji uporabljene tako imenovane široke smuči se namreč v osnovi uporabljajo za smučanje po nesteptani snežni podlagi. V takšno podlago pa se smučka vsaj delno ugrezne, pritisk na smučko pa se porazdeli po večji širini, ki je v stiku s snegom (Federolf idr., 2010). Točka prijemališča  $F_p$  se v tem primeru premakne navzven (stran od notranjega robnika), zato bi bil morda vpliv širših smuči na kinematiko kolenskega sklepa manjši, kot je bil v naši študiji.

## 6.2. Interpretacija rezultatov laboratorijskih meritev

### 6.2.1. Kinematične meritve

Glavna ugotovitev laboratorijske študije kinematičnih parametrov je bila, da so koti v kolenskem sklepu pri kvazistatični simulaciji smučarskega zavoja različni pri različno širokih smučeh. Zunanja rotacija je z naraščanjem širine smuči dokaj enakomerno in z vsakim povečanjem širine tudi statistično značilno naraščala (sliki 29, 31; tabela 5). To je veljalo tako za upogib kolena  $40^\circ$  kot tudi  $60^\circ$ , le da so bile pri upogibu  $60^\circ$  vrednosti zunanje rotacije pri vseh širinah smuči večje. Seveda pa vrednosti rotacije pri obeh upogibih kolena ne moremo neposredno primerjati med seboj, saj obstaja - kot smo že razložili - vpliv upogibanja kolena na rotacije in primik/odmik (Lu idr., 2008; Wilson idr., 2000), velikosti katerega pa z našo metodologijo nismo mogli oceniti. Glede na podatke iz literature bi - ob odsotnosti zunanjih motenj oziroma sil v mediolateralni smeri - pričakovali, da se bo s povečanjem upogiba koleno obračalo v notranjo rotacijo, oziroma se bo zunanja zmanjševala. Ravno obratno dogajanje lahko razložimo z drugo značilnostjo kolenskega sklepa in ta je, da v položaju globljega upogiba bolj ohlapen ligamentarni aparat dopušča več gibanja v transverzalni (rotacije) in čelni ravnini (primik/odmik); do tega dodatnega gibanja pa lahko pride ali zaradi delovanja zunanjih sil, deloma pa - predvsem pri rotacijah - tudi zaradi hotene mišične aktivnosti (Antolič, 1995; Grood idr., 1988; Platzer, 2004). Tako lahko razložimo, da je v našem primeru tendenca povečevanja zunanje rotacije s povečevanjem širine smuči pričakovano prišla bolj do izraza pri globljem upogibu kolena.

V primerjavi s kalibracijsko vrednostjo pri iztegnjenem kolenu se je z zavzetjem smučarskega položaja pojavil odmik v kolenskem sklepu (sliki 30, 32, tabela 5). Ta je bil nekoliko presenetljivo največji pri imitaciji širine 0 mm, kjer je bil statistično značilno večji od odmika pri imitaciji širine 90 mm. Z naraščanjem širine smuči od 60 do 120 mm pa je ostal odmik v kolenskem sklepu praktično nespremenjen. Prisotnost odmika (kakor tudi zunanje rotacije) kolenskega sklepa je v skladu z običajnim smučarskim odklonom v frontalni ravnini v zavoju (Kugovnik idr., 2003) in tudi v skladu s sicer redkimi terenskimi študijami, ki so preučevala takoimenovana dodatna gibanja (ki niso upogib/izteg) v kolenskem sklepu v smučarskem zavoju (Yoneyama idr., 2000) in pa tudi v skladu s

hipotezo H2. Red velikosti odmika (nekaj stopinj) je glede na podatke iz literature (Antolič, 1995; Grood idr., 1988; Platzer, 2004) takšen, da lahko sklepamo, da so merjenci zavzeli položaj blizu končne točke obsega giba kolena v čelni ravnini v smeri odmika, in to že pri imitaciji širine 0 mm, saj se s povečevanjem širine smuči odklik ni več bistveno spreminjal pri nobeni od obeh vrednosti upogiba kolena. Pri globljem upogibu je bil odklik večji pri vsaki izmed širin (izjema je širina 0 mm pri upogibu 40°), kar lahko – podobno kot pri zunanji rotaciji – razložimo z ohlapnejšimi vezmi in večjim dopustnim gibanjem kolenskega sklepa v čelni ravnini. Ob odsotnosti zunanjih sil v mediolateralni smeri in/ali pri vseh širinah smuči enake mišične aktivnosti bi v skladu s sklopljenimi prostostnimi stopnjami gibanja kolenskega sklepa pričakovali, da bo pri večjem upogibu kolena odklik manjši oziroma, da se bo pojavil celo primik. To se ni zgodilo, zato lahko zaključimo, da ta dejavnik pri položaju kolena ni imel odločilnega pomena. Vseeno pa zaradi nepoznavanja natančne velikosti vpliva sklopljenega gibanja med upogibom in primikom/odklikom vrednosti odklikov pri različnih vrednostih upogiba kolena ne moremo neposredno medsebojno primerjati, kar je veljalo tudi že za rotacije.

Pri interpretaciji velikosti odmika/primika in notranje/zunanje rotacije pri simulaciji širine smuči 0 mm je potrebno upoštevati, da takrat - za razliko od širin 60 mm, 90 mm in 120 mm - v resnici ne simuliramo smučarske situacije. Merjenec je takrat sicer nagnjen v zavoj, vendar je prijemališče reakcijske sile podlage pod sredino smučke, kar se pri resničnem smučanju ne dogaja. Zato je interpretacija rezultatov pri širini 0 mm za naš namen orientacijska vrednost, ključen pomen za raziskavo pa imajo seveda primerjave kotov pri vrednostih 60, 90 in 120 mm.

Sklepamo, da so merjenci pri vseh širinah smuči in pri obeh vrednostih upogiba kolena zavzeli končni ali skoraj končni fiziološki položaj odmika, medtem ko pri zunanji rotaciji - kjer je dopusten obseg gibanja v ohlapnem položaju kolena precej večji kot v smeri odmika (Platzer, 2004) - končne točke tudi pri najširših smučeh (in upogibu kolena 40°, kjer je dopustna rotacija manjša) najverjetneje niso dosegli. Vendar pa so podatki v literaturi o obsegu dopustnega gibanja kolena v smeri rotacij in primika/odklikov skopi in nikjer nismo zasledili podatka, kakšen je ta obseg, če sta prisotni obe gibanji hkrati. Zaradi zatezanja istih kolenskih vezi in sklepne ovojnice pri obeh gibanjih lahko z nekaj špekulacije trdimo,

da je bila v položaju skrajnega odmika tudi dopustna rotacija manjša in morda pri širini 120 mm vendarle bližje končne točke, kot je videti na prvi pogled.

### 6.2.2. Meritve sil in navorov

Kot sile reakcije podlage oziroma nagib težišča telesa se je od vrednosti, ki smo jo pred vsako meritvijo sproti nastavili na 25° pri izhodiščnem položaju smuči (širina 0 mm) med samim poskusom statistično ni značilno spreminjal (sliki 33, 34), pa tudi vrednosti so bile skoraj identično enake 25°. Do odstopanj bi teoretično lahko prihajalo zaradi:

- spreminjanja dolžine vpetja vstran,
- vpliva premikanja smučarskega čevlja v smeri proti mestu stranskega vpetja pri simulaciji različno širokih smuči,
- spreminjanja položaja težišča s premikanjem proste druge noge ali zgornjega dela telesa med poskusom.

Do vsega tega očitno ni prihajalo ali pa se je vpliv teh dejavnikov medsebojno izničil. Tudi velikost  $F_p$  je bila pri vseh širinah smuči in celo pri različnih upogibih kolena ves čas skoraj identična in je predstavljala približno 110% teže smučarja z opremo (sliki 35, 36). Konstantna in od širine smuči neodvisna velikost  $F_p$  je pričakovana, če se kot sile ne spreminja, saj sta obe vrednosti funkcijsko medsebojno povezani:

- $F_p = F_g / \cos\phi$  ( $F_g$ =teža smučarja z opremo,  $\phi$  = kot med  $F_p$  in vertikalo, slika 22)

Konstantna smer in velikost  $F_p$  tekom večdnevnega testiranja je eden od dokazov, da nam je uspelo zagotoviti zelo primerljive testne pogoje za vse merjence.

Med pravokotnimi razdaljami med  $F_p$  in središčem kolena pri različnih širinah smuči ni bilo statistično značilnih razlik, kar je veljalo tako za upogib kolena 40° kot tudi 60° (sliki 37, 38).

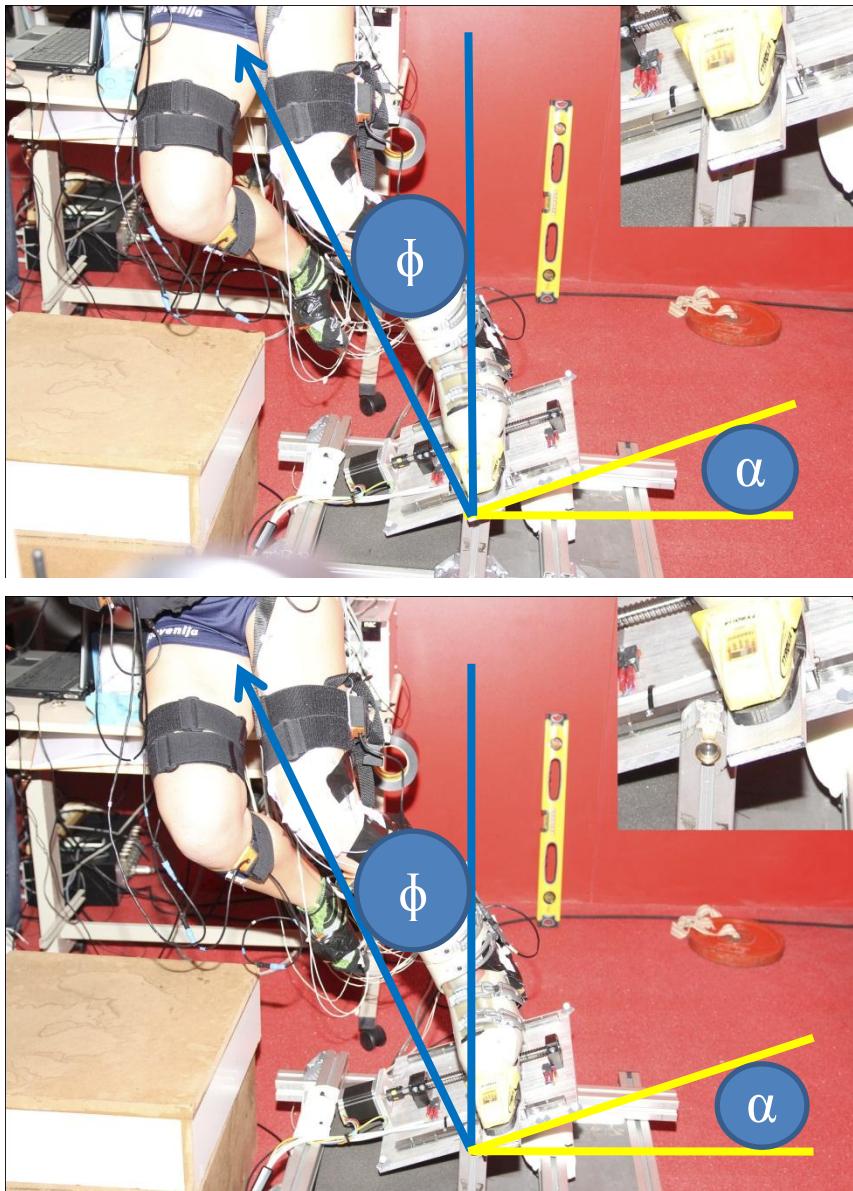
Razlike v poteku  $F_p$  v odnosu do izbrane točke kolena so bile pri upogibu 40° v povprečju manjše kot 1cm, pri upogibu 60° pa so znašale vsega nekaj več kot 0.5 cm. Standardne deviacije so večje, kot so bile pri izračunih velikosti in smeri  $F_p$ , vendar pa na osnovi surovih podatkov ocenjujemo, da je pri vseh merjencih  $F_p$  vedno potekala skozi koleno, ali

vsaj tik ob robu, in nikoli mimo njega. Največji odklon od sredine sklepa je bil pri moškem merjencu 5.88 mm v medialni smeri, pri ženskah pa 3.41 mm v medialni smeri. Kje natančno znotraj kolena je ta sila potekala, ne vemo, vendar pa je najverjetneje »prebadala« zunanji del notranjega kolenskega kompartmenta, kar povsem ustreza obremenitvi kolena pri običajni stoji na eni nogi, pri kateri je v fizioloških pogojih notranji kolenski kompartment približno dva do trikrat bolj obremenjen kot zunanji (Hsu, Himeno, Coventry in Chao, 1990; Levine in Bosco, 2007; Sharma idr., 2001).

Razdalja med kolenom in potekom Fp med spreminjanjem širine smuči je lahko ostala nespremenjena samo v primeru, če se je med poskusom spreminjal položaj kolena oziroma položaja golenice in stegenice. Simulacija povečevanja širine smuči v laboratoriju je bila v osnovi potovanje smučarskega čevlja stran od osišča vrtenja plošče, s tem pa tudi stran od prijemališča Fp, ki je vedno izhajala iz točke osišča, ki je predstavljalo notranji robnik simulirane smučke v zavojju. Glede na to, da je bil kot nagiba plošče vnaprej določen ( $25^\circ$ ) in od tega ni bistveno odstopal, smer Fp pa je bila ravno tako za  $25^\circ$  odklonjena od vertikale vidimo, da se je smučarski čevljev med povečevanjem širine smuči odmikal od Fp natanko v pravokotni smeri. V primeru, da bi ostal položaj telesnih segmentov nespremenjen relativno glede na smučko, bi se od Fp odmaknil tudi kolenski sklep oziroma izbrana točka na njem. Ta premik bi bil enak premiku čevlja in sicer bi pri prehodu iz izhodiščnega položaja na širino 60 mm znašal 3 cm, na širino 90 mm 4.5 cm in na širino 120 mm 6 cm. To bi veljalo tako za serijo meritev, kjer je bil upogib kolena  $40^\circ$ , kot tudi za poskuse, kjer je bil upogib  $60^\circ$ .

Glede na to, da je bila izmerjena razdalja med izbrano točko na kolenu in Fp v povprečju pri vseh širinah manjša kot 1cm, in celo neodvisna od širine smuči, smo ovrgli hipotezo H3. Potek sile podlage se v naši študiji s povečevanjem širine smuči od kolena ni vse bolj odmikal, kar je bila posledica vsakičnega prilagajanja položaja telesnih segmentov. To se je najbolj očitno pokazalo pri statistično značilnem povečevanju zunanje rotacije kolena pri povečevanju širine smuči (slika 59).





*Slika 59. Pri simuliranih različnih širinah smuči se v povprečju niti naklon plošče (kot  $\alpha$ ) niti smer  $F_p$  (kot  $\phi$ ) nista spreminjala. Kljub temu je  $F_p$  pri vseh simuliranih širinah potekala skozi kolenski sklep na istem mestu. To je bilo mogoče samo s spreminjanjem položaja telesnih segmentov (stegna in goleni) v prostoru, kar se je pokazalo predvsem kot spreminjanje zunanje rotacije kolena pri spreminjanju širine smuči. Prikazani sta simulaciji širine 60 mm (zgoraj) in 120 mm (spodaj).*

Analiza odvisnosti navora na kolenski sklep (sliki 39, 40) v odvisnosti od širine smuči nam je pokazala, da je bil vzorec skoraj identičen vzorcu spreminjanja razdalje oziroma ročice sile. To je razumljivo, saj je navor produkt  $F_p$  in pravokotne razdalje do izbrane točke. Velikost in smer  $F_p$  sta bili praktično nespremenljivi pri vsaki meritvi, razdalja do sredine

kolenskega sklepa pa je bila bolj variabilna, s tem pa tudi glavni dejavnik variabilnosti navora. Navor je bil pri vseh širinah smuči razmeroma majhen (sliki 39, 40, tabela 6), kar je posledica majhnega odstopanja poteka Fp od izbrane točke/središča kolena.

Pri ocenjevanju velikosti navora na kolenski sklep obstaja sicer več omejitev. Mi smo v pričujočem delu obravnavali samo eno komponento zunanjega navora v frontalni ravnini in sicer navor sile reakcije podlage. Druga komponenta zunanjega navora pa je - gledano kvazistatično – navor sile teže dela smučarjevega telesa z opremo, ki se nahaja distalno od sklepne špranje kolena (sistem goleno s stopalom-čevljev-vez-smučka – praktično nepremičen sistem v frontalni ravnini zaradi togosti čevlja v tej smeri), ki je enako kot navor sile podlage v naših rezultatih usmerjen navznoter oziroma koleno primika. Tudi ta navor sile teže smo ob upoštevanju antropometričnih parametrov ter velikosti opreme, povprečnih morfoloških značilnosti naših merjencev in teže opreme, izračunali. Račun je pokazal, da je tak povprečen navor znašal 13,05 Nm, kar je enakega reda velikosti kot navor Fp. Ta dodatni povprečni navor sile teže omenjenega sistema z opremo je od širine smuči neodvisen ob predpostavki, da so različno široke smučke enako težke. Ker je bila velikost nagiba goleni oziroma sistema goleni z opremo v zavoju praktično vedno enaka (naprej definirana in tudi preverjena), ta dodatni navor le poveča skupni navor na kolenski sklep v zavoju. Pri oceni zunanjega navora torej zaključimo, da je skupni zunanji navor na koleno v frontalni ravnini približno dvakrat večji od navora Fp, katerega smo podrobno obravnavali v našem poskusu.

Posebno obravnavo zasluži tudi pomen položaja središča kolena v povezavi z navori, ki delujejo na sklep. V naši študiji smo za izhodiščno točko delovanja ročice Fp izbrali geometrijsko središče kolenskega sklepa. Iz študij človekove stoje in hoje (Levine in Bosco, 2007; Ogata idr., 1977) pa je znano, da poteka Fp nekoliko medialno od središča kolena, kar bi lahko označili za »fiziološki« potek Fp, oziroma je na ta način vzdrževanje telesnega položaja (pri stoji gre predvsem za upiranje gravitaciji) s stališča obremenitve anatomskih struktur najugodnejše, kar pomeni, da so neto navori na koleno – ki so poleg zunanjih navorov pogojeni tudi s kompresijskimi silami mišic in obliko anatomskih struktur - ob takšnem poteku Fp verjetno najmanjši. V splošnem v biomehaniki človeškega gibanja znaten delež navora na sklep predstavlja kompresijska sila vseh mišic, ki preko

sklepa potekajo (Levine in Bosco, 2007), katere ocena je tudi v splošnem nezanesljiva in tega vpliva tudi v naši študiji nismo raziskovali.

Upoštevati je potrebno tudi, da je naša laboratorijska simulacija nedvomno odstopala od dejanske situacije pri smučanju. Po podatkih iz literature ima velik vpliv na neto navorno situacijo v kolenu distribucija sil med obema smučkama (Klous, Müller in Schwameder, 2012), v naši študiji pa je bila obremenjena izključno ena noga. Kljub temu pa lahko ugotovimo, da so obremenitve zunanje noge v naši laboratorijski študiji primerljive z meritvami sil reakcije podlage na terenu na (eno) zunanjo nogo. Med redkimi terenskimi študijami, ki so preučevale velikost neto navora na koleno pri smučanju, obstajajo nekajkratna odstopanja v velikosti tako povprečnih kot tudi največjih neto navorov v zavoju (Klous idr., 2012; Maxwell in Hull, 1989; Quinn in Mote, 1992). Naši rezultati so primerljivi z rezultati študije Maxwella in Hulla (1989), čeprav je bila njuna študija izvedena na smučeh brez poudarjenega stranskega loka. Pri novejših študijah so sicer ugotavljali nekajkrat večje neto navore, ugotovili pa so tudi, da glede neto navorne situacije na koleno v frontalni ravnini (primik/odmik) ni bilo bistvenih razlik med zavoji, ki so bili izvedeni z oddrsavanjem, in tistimi, ki so bili izvedeni z zarezno tehniko (Klous idr., 2012).

Naš zaključek je, da zaradi omenjenih dejavnikov z našo študijo absolutne velikosti navorov na koleno pri smučanju ne moremo oceniti, lahko pa kar zanesljivo trdimo, da se s širino smuči zaradi prilagajanja kinematike telesa neto navori na koleno v sagitalni ravnini bistveno ne spreminjajo, če ne upoštevamo možnih prispevkov mišično tetivnih sil oziroma prispevkov njihovih navorov. Zelo verjetno pa je, da je tudi pri smučanju – podobno kot pri stoji in hoji - tendenca vzdrževanja nespremenjenega poteka  $F_p$  glede na anatomske strukture kolena ob zunanji motnji (povečanje širine smuči) posledica aktivnega smučarjevega prilagajanja na motnjo oziroma »iskanja« najugodnejšega položaja v smislu vzdrževanja ravnotežja, porabe energije in obremenitve anatomske strukture. Pri smučanju je, kot kaže, za doseganje takšnega anatomskega položaja potrebna ustrezna aktivacija kolčne mišične mase - verjetno tudi stalna aktivnost primikalk kolka, ki v zavoju potiskajo koleno navznoter oziroma golen v položaj odmika.

### 6.2.3. Elektromiografske meritve

Pri ponovnem merjenju MVC bi lahko na osnovi povečanja amplitude EMG signala mišic SM (semimembranosus) in GM (gluteus medius) pri drugem testiranju MVC –ja sklepali, da je bila vsaj v dveh primerih prisotna utrujenost. Vendar pa je bilo testiranje MVC – ja izvedeno takoj po testiranju na smučarskem simulatorju, generacija sile pa je bila enaka kot pri začetnem testiranju. Iz tega lahko zaključimo, da do pomembnejše utrujenosti med poskusom na simulatorju smučanja ni prihajalo.

Pri globljem upogibu kolena ( $60^\circ$ ) je bila aktivacija vseh glav kvadricepsa večja kot pri upogibu  $40^\circ$  (tabeli 7 in 8). To je razumljivo, saj je pri globljem upogibu gotovo prisoten večji navor na koleno v sagitalni ravnini. Za oba upogiba pa je veljalo, da je bila aktivacija mišice RF (rectus femoris) v primerjavi z ostalima merjenima glavama precej manjša. Ta ugotovitev je skladna s podatki iz literature (Falda-Buscaiot in Hintzy, 2015; Kroll, Muller, Seifert in Wakeling, 2011; Panizzolo, Petrone in Marcolin, 2010). Vzrok manjše aktivnosti RF v primerjavi z ostalimi glavami kvadricepsa naj bi bilo dejstvo, da gre za dvosklepno mišico, ki je zaradi smučarjevega predklona v biomehansko manj ugodnem položaju. Vendar pa velja omeniti, da ima RF pri dejanskem smučanju najverjetneje zelo pomembno vlogo predvsem pri notranji/zgornji smučki, kjer z izmeničnimi kontrakcijami regulira upogib kolka in izteg kolena, s čimer se natančno regulira obremenitev obeh smučk, kar ima vlogo pri natančnosti vodenja zavoja (Kroll idr., 2011). Povprečna aktivacija RF je pri notranji nogi v zavoju precej večja kot aktivacija ostalih glav kvadricepsa. Red velikosti aktivacije vastusa medialis (VM) in vastusa lateralis (VL) pri upogibu kolena  $40^\circ$  (20 – 30% MVC) ustreza povprečni aktivaciji v zavoju pri zunanji smučki pri slalomu (Falda-Buscaiot in Hintzy, 2015); pri upogibu kolena  $60^\circ$  pa sta obe mišici v našem poskusu aktivirani veliko bolj (40 – 50% MVC), kot velja za povprečje tekmovalnih zavojev. V realnem smučanju je sicer tekom zavoja na zunanji nogi prisotna vseskozi se spreminjajoča in oscilatorna aktivacija kvadricepsa, ki v tekmovalnem smučanju občasno doseže celo 100 – 150% MVC (Berg, Eiken in Tesch, 1995; Hintermeister, O'Connor, Lange, Dillman in Steadman, 1997; Panizzolo idr., 2010), mišica pa je tistih trenutkih v izredno močni ekscentrični kontrakciji, do česar pa v naših statičnih eksperimentalnih pogojih seveda ni prihajalo. Zato ima naša študija glede odražanja razmer v realnem smučanju pomembne omejitve. Pri različnih širinah smučki pri upogibu kolena  $40^\circ$  ni bilo pri nobeni od merjenih

glav kvadricepsa statističnih razlik v aktivaciji (tabela 7), pri upogibu 60° (tabela 8) pa smo razlike sicer opazili, vendar te niso korelirale s širjenjem smuči, saj je bila najmanjša aktivacija pri vseh treh glavah pri širini 90 mm in ne pri skrajnih širinah. Odsotnost povezave med širino smuči in aktivacijo kvadricepsa povezujemo s tem, da kvadriceps nima funkcije pri primiku/odmiku kolena in ima le šibko funkcijo pri rotacijah (Besier, Lloyd in Ackland, 2003).

Aktivacija mišice biceps femoris (BF) se je z vsakim povečanjem širine smuči statistično značilno povečala, kar je glavna ugotovitev preučevanja elektromiografske aktivnosti v pričujoči študiji in tudi v skladu s hipotezo H4. Statistično značilno povečevanje aktivacije je bilo prisotno pri obeh vnaprej določenih vrednostih upogiba kolena. Vzorec povečevanja aktivacije BF s širino smuči je zelo podoben vzorcu povečevanja zunanje rotacije, kar je pričakovano, saj je BF glavni zunanji rotator kolenskega sklepa (Besier idr., 2003; Platzer, 2004). Ugotovili smo še posebej izrazito povečanje aktivacije BF pri simulaciji zavoja na najširši smučki in pri upogibu 40° (slika 44); to je v položaju kolenskega sklepa, kjer je bila prisotna največja zunanja rotacija, po drugi strani pa je bilo doseganje velike zunanje rotacije zaradi zatezanja ligamentov in oblike sklepnih površin pri upogibu 40° težje kot pri upogibu 60°. Zaradi tega je bila pri najširši smučki in upogibu 40° potrebna večja aktivnost zunanje rotatorke kolena (BF) za doseganje približno enake zunanje rotacije kot pri upogibu 60°, kjer je bila zaradi večje ohlapnosti kolena za enako rotacijo potrebna manjša mišična sila. Druga upogibalka kolena (SM), ki je obenem tudi notranja rotatorka, je bila ne glede na širino smuči bolj aktivna pri upogibu kolena 60° kot 40°. Ta ugotovitev je skladna z že znanim dogajanjem pri počepih na eni nogi, pri katerih se z upogibom povečuje tako aktivacija iztegovalk kot tudi upogibalk kolena (Shields idr., 2005). Zanimivo pa je, da BF pri upogibu 60° ni bil bolj aktiven kot pri upogibu 40°. Aktivacija mišice SM je pri obeh upogibih kolena s širjenjem smuči ostajala pretežno enaka. Tako se je aktivnost mišice BF s širino smuči povečevala tako v absolutnem smislu kot tudi relativno glede na aktivnost mišice SM (sliki 55, 56). Sklepamo lahko celo, da je bila aktivacija SM v povprečju nekoliko večja tudi zaradi lažje utrujenosti te mišice, kar bi še bolj govorilo v prid od širine smuči odvisnega relativnega povečevanja aktivacije BF v primerjavi z aktivacijo SM. Ta ugotovitev je skladna z ugotovljenim povečevanjem zunanje rotacije pri povečevanju širine smuči.

Pri globljem upogibu kolena je bilo povečevanje zunanje rotacije s širino smuči večje, kar pa ne velja za aktivacijo mišice BF. Iz tega lahko zaključimo, da je imela pri velikosti povečevanja zunanje rotacije večjo vlogo od aktivacije mišic ohlapnost ligamentov, zaradi česar je bilo pri večji stopnji upogiba dopuščenega več rotatornega gibanja. Naši izsledki v zvezi z aktivacijo zadnjih stegenjskih mišic v zavoju so primerljivi z izsledki iz literature, kjer je bil BF v zavoju prav tako aktivnejši od SM (Nemeth, Lamontagne, Tho in Eriksson, 1997). Po našem vedenju v zadnjem obdobju, odkar se uporablja zarezna tehnika, ni bilo sistematičnih raziskav, ki bi primerjale aktivacijo notranjih in zunanjih zadnjih stegenjskih mišic v smučarskem zavoju. Tudi pri naših zaključkih pa je treba vedeti, da obstajajo še nekateri drugi rotatorji kolena (sartorius, popliteus), ki jih nismo preučevali in imajo lahko svoj vpliv na kinematiko kolena, dodatno pa je lahko kinematika kolena v smeri rotacij in primika/odmika odvisna tudi od položaja oddaljenih telesnih segmentov oziroma mišic, ki nadzorujejo kolčni sklep. Soodvisnosti med kinematičnimi in elektromiografskimi spremenljivkami nismo ugotovili.

Pri analizi mišic, ki nadzorujejo kolčni sklep – adductor longus (AD) in gluteus medius (GM) smo ugotovili v splošnem večjo relativno aktivacijo pri GM. Obe mišici sta bili bolj aktivni pri globljem upogibu v kolenu (in hkrati najverjetneje tudi globljem upogibu v kolku), kar je pričakovano glede na večjo potrebo po stabilizaciji pri večji obremenitvi/navoru na kolčni sklep. Statistično značilno povečevanje aktivacije GM s širino smuči je bilo prisotno le pri upogibu kolena  $40^\circ$  (slika 47), aktivacija AD pa je bila tako pri upogibu  $40^\circ$  kot tudi pri upogibu  $60^\circ$  od širine smuči neodvisna. S povečevanjem aktivnosti GM pri povečevanju širine smuči – kot se je zgodilo pri upogibu kolena  $40^\circ$  - bi pričakovali tudi povečevanje primika oziroma zmanjševanje odmika v kolenu, kar pa se ni zgodilo. Zaključimo lahko, da sta bili mišici AD in GM pri globljem počepu pričakovano bolj aktivni in sta s povečano kontrakcijo stabilizirali kolčni sklep, na primik/odmik v kolenskem sklepu pa nista imeli odločilnega vpliva.

### 6.3. Primerjava rezultatov obeh poskusov in zaključki

Ob upoštevanju sklopljenih prostostnih stopenj gibanja kolenskega sklepa lahko ugotovimo, da je bila kinematika kolena tako na terenu kot tudi v laboratoriju podobna. V obeh primerih je bilo koleno v položaju odmika in zunanje rotacije. Ključna razlika je bila, da je bilo koleno na terenu pri najožjih smučeh v statistično značilno večjem odmiku (abdukciji) kot pri ostalih širinah, medtem ko v laboratoriju med različnimi širinami v velikosti odmika ni bilo razlik. Pri rotacijah pa je bil vzorec praktično identičen in sicer se je z vsakim povečanjem širine statistično značilno povečala zunanja rotacija tako na terenu kot tudi v laboratoriju. Relativne spremembe v velikosti rotacije so bile v laboratoriju nekoliko večje kot na terenu, primerjava absolutnih vrednosti pri obeh poskusih pa ni smiselna, saj se je upogib kolena na terenu spreminjal, poleg tega pa tudi ni bila poznana natančna zveza med upogibom in rotacijo pri posameznih merjenjih. Dodatno je potrebno upoštevati še dejstvo, da so bili velikost in smer  $F_p$  ter nagib smučke v laboratoriju natančno kontrolirani, na terenu pa le do določene mere. Zaključimo lahko, da je kvazistatična laboratorijska situacija kar dobro simulirala dogajanje v zavoju na terenu.

1. Hipotezo H1 smo potrdili. Glede povečevanja zunanje rotacije s povečevanjem širine smuči so bili rezultati skladni s predpostavko.
2. Hipotezo H2 smo delno potrdili. Dokazali smo, da je koleno zunanje noge v zavoju v odmiku (abdukciji), pri čemer pa se ta s povečevanjem širine smuči ni še dodatno povečevala.
3. Hipoteza H3 vsaj v laboratorijskih pogojih ni držala. Dokazali smo ravno nasprotno. Potek  $F_p$  se s povečevanjem širine smuči ni odmikal od kolena, kljub temu, da se je njeno prijemališče odmikalo od stopala. Merjenci so v laboratoriju kljub spreminjanju širine smuči izjemno natančno vzdrževali razdaljo med potekom  $F_p$  in kolenom, s tem pa tudi navor na koleno v frontalni ravnini.  $F_p$  je potekala približno skozi območje notranjega stegneničnega kondila, kar je enako kot pri stoji na eni nogi. Na terenu navorov na koleno nismo merili, sklepamo pa, da je na terenu prihajalo do podobnih navornih situacij kot v laboratoriju.
4. Hipotezo H4 smo v veliki meri potrdili. Aktivacija mišice BF (zunanji rotator kolena) se je v laboratorijskih pogojih večala s povečevanjem širine smuči. Presenetilo nas je, da nismo ugotovili korelacije med zunanjo rotacijo kolena in

elektromiografijo mišice BF. Vzrok za odsotnost soodvisnosti je najverjetneje posledica vpliva napetosti kolenskih vezi na dopusten obseg giba, vpliva drugih rotatorjev kolena, katerih nismo merili, in pa vpliva položaja oddaljenih telesnih segmentov na rotacijo v kolenu.

5. Hipotezo H5 smo delno potrdili. Aktivacija mišice SM (notranji rotator kolena) se se je s širjenjem smuči zmanjševala relativno glede na aktivacijo mišice BF, v absolutnem smislu pa je njena aktivacija pri različno širokih smučeh ostajala enaka. Ker ocenjujemo, da je laboratorijska situacija dobro odslikavala razmere na terenu, sklepamo, da je prihajalo na terenu do podobnih vzorcev mišične aktivacije.

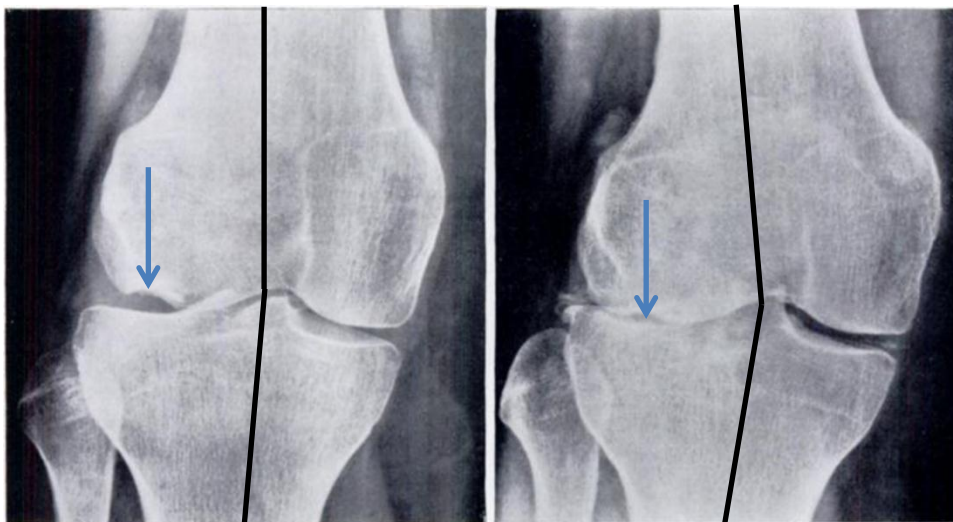
Glavna ugotovitev študije je bila, da je aktivno povečevanje zunanje rotacije - ki se vsaj deloma izvaja s pomočjo povečevanja aktivacije mišice BF - ključna strategija prilagajanja na širše smuči v zavoju na trdi snežni podlagi. Koleno je bilo v zavoju tudi v odmiku, ki pa je bil najverjetneje že pri ozkih smučeh (širine 60 mm) blizu končne točke, in je bilo z nadaljnjim širjenjem smuči prilagajanje položaja kolena izvedljivo le še s povečevanjem zunanje rotacije. Pri tem se je v laboratoriju izkazalo, da je skušal organizem ohraniti potek reakcijske sile podlage in navore na koleno nespremenjene, kakor je značilno tudi v primeru spremenjenih zunanjih okoliščin pri hoji in stoji (Levine in Bosco, 2007; Sharma idr., 2001).

Pri razmišljanju o povezavi med ugotovljenim prilagajanjem kinematike kolena na povečevanje širine smuči in potencialnim tveganjem za poškodbo ugotavljamo, da povečevanje zunanje rotacije in odmika povečuje napetost notranje stranske vezi in do neke mere tudi sprednje križne vezi (Bendjaballah idr., 1997; Pressman in Johnson, 2003). Pri prednapetih ligamentih pa bi lahko ob sunkoviti zunanji motnji, do katere pri smučanju pogosto prihaja, prišlo do njihove poškodbe. Vendar pa je značilno dogajanje v trenutku težje poškodbe – npr. sprednje križne vezi – običajno drugačno (Bere, Florenes, idr., 2011; Brucker idr., 2014; Burtscher idr., 2008; Flørenes idr., 2009). Sunek v valgus (odmik) položaj kolena je značilen, vendar pa se mu običajno pridružuje notranja rotacija in ne zunanja. Sunkovita zunanja rotacija pri nastanku poškodbe sprednje križne vezi pa je vendarle precej pogostejše prisotna pri rekreativnih smučarjih (Jarvinen idr., 1994; Shea idr., 2014). Tudi za preučevanje elektromiografske mišične aktivnosti velja, da zaenkrat še



ni bilo ugotovljene povezave med povečanim tveganjem za poškodbo in vzorcem aktivacije mišic spodnjega uda (Kroll idr., 2011).

S stališča potencialnih degenerativnih sprememb sklepnega hrustanca bi lahko bil pomemben vidik asimetrične obremenitve sklepnih površin že med običajnim smučanjem in brez kakršnihkoli nenadnih sunkovitih dogodkov. Po analogiji znanih povezav osnih deformacij kolena v frontalni in transverzalni ravnini in pospešene obrabe sklepnega hrustanca (Levine in Bosco, 2007; Ogata idr., 1977; Wu, Burr, Boyd in Radin, 1990) bi utegnili biti za degenerativne spremembe zunanjšega kolenskega kompartmenta (slika 60) najbolj neugodna uporaba najširših smučí, kjer gre za kombinacijo odmika in med vsemi smučmi največje zunanje rotacije kolena.



**Slika 60. Povezava med poškodo sklepnega hrustanca, degenerativnimi spremembami in osno deformacijo sklepa (Jackson, Waugh in Green, 1969).** Na levi sliki je koleno najstnika, pri katerem je prišlo do odstopa sklepnega hrustanca zunanjšega kompartmenta stegenice (puščica). Koleno je v fiziološkem valgusu. Na desni je slika istega kolena 25 let kasneje. Na mestu poškodobe hrustanca je prišlo do degenerativnih sprememb (izginotje sklepne špranje, puščica), koleno pa je v poudarjenem – patološkem valgusu.

Glede na zgoraj navedene študije je povečanje kompresijske sile na določen kolenski kompartment odločilen dejavnik za razvoj degenerativnih sklepnih sprememb, ni pa še dognano, kakšno vlogo bi pri tem lahko imela eventualno spremenjena velikost stičnih površin stegenice in golenice (Shin idr., 2011). Ugotovili pa so tudi, da je pri osnih

deformacijah kolena trajanje obremenjevanja takšnega kolena pomembnejši dejavnik za razvoj degeneracije kot pa sama stopnja deformacije (Ogata idr., 1977). Ogromno število zavojev na sezono pa je značilnost treningov smučarjev tekmovalcev. Pri njih bi potencialno na pospeševanje degenerativnega procesa lahko dodatno vplivale tudi enormne sile reakcije podlage (Supej idr., 2004) ; te so bistveno višje kot pri stoji in hoji - od koder izvirajo vse omenjene študije v zvezi z degeneracijo kolena - tudi pri smučarjih rekreativcih (Scheiber idr., 2012). Po našem vedenju povezava med obremenitvami pri smučanju in degenerativnimi procesi kolenskega sklepa zaenkrat ni poznana.

Glavna omejitev študije je bila, da na terenu nismo merili sil (smo jih pa izračunali), ki delujejo na smučarja, in tudi ne mišične aktivnosti. Vseh izsledkov iz laboratorija za to ne moremo zanesljivo prenesti na teren, kljub temu da se rezultati kinematičnih parametrov iz obeh poskusov ujemajo. Za razumevanje obremenitev sklepnih površin kolena bi bilo potrebno poznati še vpliv kompresijske sile mišic, ki potekajo preko kolena. Iz rezultatov električne mišične aktivnosti lahko sklepamo, da je bila kompresijska sila mišic nedvomno večja pri globljem upogibu; za različne širine smučī pa tega ne moremo zagotovo trditi. Pri sklepanju na realno situacijo pri smučanju na osnovi laboratorijskih izsledkov se je pomembno zavedati, da so bili laboratorijski pogoji kvazistatični, pri pravem smučanju pa so pogoji dinamični, zato so sile in navori na koleno v resnici precej drugačni, kot pa bi sklepali iz diagrama sil in navorov v statičnih pogojih (Winter, 1980). Na sklep so na terenu ves čas delovali spreminjajoči se pospeški in kotni pospeški, ki jih za določitev osnovne kinematike kolenskega sklepa nismo posebej obravnavali. Tako iz našega terenskega poskusa kot tudi iz drugih študij (Müller idr., 1998) je razvidno, da na terenu reakcijska sila močno oscilira, ugotovljeno pa je tudi – kar smo že omenili – da v realnih pogojih, za razliko od statičnih, močno oscilira tudi aktivnost mišic, ki potekajo preko kolenskega sklepa, pri čemer aktivnost kvadricepsa občasno celo preseže aktivacijo, ki je prisotna pri največji hoteni izometrični kontrakciji (Panizzolo idr., 2010). Tako lahko sklepamo, da so (kljub podobni povprečni obremenitvi kolena na terenu in v laboratoriju in podobni kinematiki sklepa v obeh primerih) obremenitve sklepnega hrustanca verjetno v obeh primerih precej različne in verjetno na terenu – prav zaradi oscilacij in višjih maksimalnih kompresijskih sil mišic – za sklep bolj neugodne. Končno bi bilo za boljše razumevanje navorov na koleno pri smučarskem zavoju potrebno poznati še natančno razporeditev sil med obema nogama. Vendar pa lahko sklepamo, da je povprečna velikost

sile, ki je delovala na obremenjeno nogo v laboratoriju (cca 110% telesne teže), primerljiva z obremenitvijo zunanje noge na terenu.

Dokazali smo, da se smučar na različne biomehanske razmere v zavojih, ki so prisotne pri različno širokih smučeh, prilagaja s spremembami mišične aktivnosti in položaja golenice in stegenice, in sicer tako, da se potek reakcijske sile podlage glede na koleno čim manj spreminja. Zaradi tega različne širine smuči po vsej verjetnosti zelo malo vplivajo na spremembo navora na koleno. Vendar pa se lahko pri smučeh, ki so zelo široke, zaradi povečevanja zunanje rotacije pri kolenu, ki je v položaju smučke na robniku blizu največjega dopustnega odmika (valgus položaj), poveča napetost v kolenskih vezeh, ki neenakomerno obremenijo sklepne površine. Za poškodbo bi lahko bil v položaju napetih kolenskih vezi nevaren nenaden sunek navora na trdem in neravnem terenu. Kot je bilo že omenjeno pa študija nakazuje, da bi neenakomerna obremenitev sklepnih površin v primeru dolgoletnega rednega treninga lahko povečala tudi verjetnost za pojav degenerativnih sprememb sklepnega hrustanca.

Iz izsledkov študije lahko tudi sklepamo, da je zelo verjetno položaj odmika in zunanje rotacije kolenskega sklepa v zavoju eden ključnih elementov tehnike pri alpskem smučanju.

## 7. POMEN NALOGE ZA ZNANOST IN PRAKSO

Obstajajo številne študije človekovega gibanja, ki proučujejo kinematične in kinetične spremembe kolenskega sklepa v pogojih, ko se spremeni potek reakcijske sile podlage glede na položaj kolena, vendar pa podobnih raziskav v smučanju po našem vedenju še ni bilo; kljub temu da je premik prijemališča sile podlage pri različno širokih smučeh očiten. Zato je doktorska naloga v znanstvenem smislu izvirna. Prav tako pa je za znanost raziskava pomembna tudi zato, ker je po našem vedenju glede količine zajetih in obdelanih kinematičnih podatkov na terenu z opisano metodo to največja doslej izvedena terenska raziskava s področja biomehanike smučanja. Po drugi strani pa je po našem vedenju pričujoča raziskava tudi prva, ki je v laboratoriju simulirala kvazistatičen položaj in radialno silo v smučarskem zavoju ob spreminjanju širine smuči.

Rezultati študije nam nakazujejo tudi način prilagajanja človeškega telesa na določen tip zunanjih motenj. Biomehanske študije stoje in hoje so podale odgovor, kako se telo odziva na motnjo, kadar je določen del telesa okvarjen. V primeru deformacij kolena v frontalni ravnini se sila podlage premakne od sredine kolena v eno ali drugo smer, kar ima zaradi asimetrične obremenitve sklepnih površin katastrofalen vpliv na napredovanje deformacije. Telo se na takšno motnjo bolj ali manj uspešno odzove tako, da prilagodi položaj zgornjega dela telesa tako, da se premakne težišče telesa v smeri prizadetega sklepa, s tem pa se tudi sila podlage premakne nazaj proti sredini kolena. V naši študiji pa smo simulirali zunanjo motnjo tako, da smo s povečano širino smuči najprej premaknili potek sile podlage, nato pa opazovali prilagajanje zdravega kolenskega sklepa. V obeh primerih bstaja podobnost – telo se na motnjo prilagaja tako, da poskuša čim bolj zmanjšati premik poteka sile podlage od sredine kolena. V primeru smučanja smo dokazali, da se to zgodi s precejšnjim prilagajanjem kinematike sklepa in do določene mere tudi aktivacije mišic spodnjega uda, kar bi lahko imelo potencialno neugoden vpliv na preobremenitve in poškodbe sklepa.

Za prakso pa je pomembno poznavanje morebitnih posledic uporabe širših smuči, še posebej na trdi snežni podlagi, ki je zadnjem obdobju zaradi pomanjkanja naravnega snega na smučarskih terenih običajna. Kot kaže, bi sprememba kinematike kolena blizu skrajnim položajem vezi in neenakomerna obremenitev sklepnih površin pri uporabi zelo širokih

smuči lahko bila povezana s povečanim tveganjem za poškodbo in degeneracijo kolena, vendar pa bi bile za potrditev tega dejstva potrebne nadaljnje študije. Rezultati študije so gotovo uporabni za Mednarodno smučarsko zvezo FIS v zvezi s postavljanjem pravil glede uporabe širših smuči pri tekmovalnem smučanju. Izsledki študije so nedvomno zanimivi tudi za proizvajalce smuči, ki naj bi se v prihodnosti zaradi potencialnih nevarnosti izogibali proizvodnji preširokih smuči za uporabo na steptanih terenih, hkrati pa bi bilo potrebno o tem obvestiti tudi uporabnike. To bi lahko pripomoglo k zmanjševanju poškodb tako v tekmovalnem kot tudi v rekreativnem smučanju.

V širšem kontekstu bi lahko bili izsledki študije zanimivi tudi za druge oblike človekovega gibanja, pri katerem so prisotne povečane ročice sile podlage v frontalni ravnini zaradi odmika njenega prijemališča izpod stopala (hoja s smučmi poševno po pobočju, hoja s krpljami, uporaba obutve z zelo širokim podplatom etc.).

## 8. LITERATURA

- Antolič, V. (1995). Osnove klinične biomehanike kolena. *Med Razgl*, 34, 263-268.
- Barth, K. (2011). *Ich Lerne Skifahren*. Aachen: Meyer + Meyer Fachverlag.
- Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A. in Zukor, D. J. (1997). Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech*, 12(3), 139-148.
- Bere, T., Florenes, T. W., Krosshaug, T., Koga, H., Nordsletten, L., Irving, C., . . . Bahr, R. (2011). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in World Cup alpine skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *Am J Sports Med*, 39(7), 1421-1429.
- Bere, T., Flørenes, T. W., Krosshaug, T., Nordsletten, L. in Bahr, R. (2011). Events leading to anterior cruciate ligament injury in World Cup Alpine Skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 45(16), 1294-1302.
- Berg, H. E., Eiken, O. in Tesch, P. A. (1995). Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom racing. *Med Sci Sports Exerc*, 27(12), 1666-1670.
- Bergstrom, K. A. in Ekland, A. (2004). Effect of trail design and grooming on the incidence of injuries at alpine ski areas. *Br J Sports Med*, 38(3), 264-268.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G. in Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc*, 35(1), 119-127.
- Brennan, A., Zhang, J., Deluzio, K. in Li, Q. (2011). Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait Posture*, 34(3), 320-323.
- Bressel, E., Yonker, J. C., Kras, J. in Heath, E. M. (2007). Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athl Train*, 42(1), 42-46.
- Brucker, P. U., Katzmaier, P., Olvermann, M., Huber, A., Waibel, K., Imhoff, A. B. in Spitzenpfeil, P. (2014). Recreational and competitive alpine skiing : Typical injury patterns and possibilities for prevention. *Unfallchirurg*, 117(1), 24-32.
- Burtscher, M., Gatterer, H., Flatz, M., Sommersacher, R., Woldrich, T., Ruedl, G., . . . Nachbauer, W. (2008). Effects of modern ski equipment on the overall injury rate and the pattern of injury location in Alpine skiing. *Clin J Sport Med*, 18(4), 355-357.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L. in Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng*, 115(4A), 344-349.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, 29(9), 1223-1230.
- Del Pulp, S., Borghi, M. in Frione, G. (2001). *Skiing*. Cologne: Könnemann.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. in Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, 21(2), 226-237.
- Duncan, J. B., Hunter, R., Purnell, M. in Freeman, J. (1995). Meniscal injuries associated with acute anterior cruciate ligament tears in alpine skiers. *Am J Sports Med*, 23(2), 170-172.
- Falda-Buscailot, T. in Hintzy, F. (2015). Comparison of muscle activation pattern between alpine skiing and snowboarding. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 1, 1936-1937.

- Federolf, P., Roos, M., Lüthi, A. in Dual, J. (2010). Finite element simulation of the ski-snow interaction of an alpine ski in a carved turn. *Sports Eng*, 12(3), 123-133.
- Flørenes, T. W., Bere, T., Nordsletten, L., Heir, S. in Bahr, R. (2009). Injuries among male and female World Cup alpine skiers. *Brit J Sport Med*, 43(13), 973-978.
- Gilgien, M., Crivelli, P., Spörri, J., Kröll, J. in Müller, E. (2015). Characterization of Course and Terrain and Their Effect on Skier Speed in World Cup Alpine Ski Racing. *PLoS ONE*, 10(3), e0118119.
- Gilgien, M., Spörri, J., Chardonens, J., Kröll, J. in Müller, E. (2013). Determination of External Forces in Alpine Skiing Using a Differential Global Navigation Satellite System. *Sensors*, 13(8), 9821-9835.
- Grood, E. S., Stowers, S. F. in Noyes, F. R. (1988). Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am*, 70(1), 88-97.
- Grood, E. S. in Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Held, F., Kaiser, W. in Deutscher Verband für das Skilehrwesen. (2002). *Ski-Lehrplan perfect: Für fortgeschrittene Skifahrer und Carver*. München: Blv.
- Hintermeister, R. A., O'Connor, D. D., Lange, G. W., Dillman, C. J. in Steadman, J. R. (1997). Muscle activity in wedge, parallel, and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc*, 29(4), 548-553.
- Howe, J. (2001). *The new skiing mechanics: including the technology of short radius carved turn skiing and the claw ski*. Waterford: McIntire.
- Hsu, R. W., Himeno, S., Coventry, M. B. in Chao, E. Y. (1990). Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 255, 215-227.
- Jackson, J. P., Waugh, W. in Green, J. P. (1969). High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 51(1), 88-94.
- Jarvinen, M., Natri, A., Laurila, S. in Kannus, P. (1994). Mechanisms of anterior cruciate ligament ruptures in skiing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2(4), 224-228.
- Kim, S., Endres, N. K., Johnson, R. J., Ettlinger, C. F. in Shealy, J. E. (2012). Snowboarding injuries: trends over time and comparisons with alpine skiing injuries. *Am J Sports Med*, 40(4), 770-776.
- Klous, M., Müller, E. in Schwameder, H. (2010). Collecting kinematic data on a ski/snowboard track with panning, tilting, and zooming cameras: Is there sufficient accuracy for a biomechanical analysis? *Journal of Sports Sciences*, 28(12), 1345-1353.
- Klous, M., Müller, E. in Schwameder, H. (2012). Three-dimensional knee joint loading in alpine skiing: a comparison between a carved and a skidded turn. *J Appl Biomech*, 28(6), 655-664.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0, Noraxon Inc.
- Kroll, J., Muller, E., Seifert, J. G. in Wakeling, J. M. (2011). Changes in quadriceps muscle activity during sustained recreational alpine skiing. *J Sports Sci Med*, 10(1), 81-92.
- Krüger, A. in Edlmann-Nusser, J. (2010). Application of a full body inertial measurement system in alpine skiing: A comparison with an optical video based system. *J Appl Biomech*, 26(4), 516-521.
- Kugovnik, O., Supej, M. in Nemeč, B. (2003). *Biomehanika alpskega smučanja [Biomechanics of alpine skiing]*: Faculty of Sport, Institute of Sport

- Langran, M. in Selvaraj, S. (2002). Snow sports injuries in Scotland: a case-control study. *Br J Sports Med*, 36(2), 135-140.
- LeMaster, R. (2009). *Ultimate Skiing*. Champaign: Human Kinetics.
- Lešnik, B., Axelsson, E. P. in Supej, M. (2013). Influence of the start number on elite alpine skiing competitors' results. *Kinesiol Slov*, 19(2), 17-27.
- Lešnik, B. in Žvan, M. (2010). *A turn to move on : alpine skiing - Slovenian way : theory and methodology of alpine skiing : a university textbook and official syllabus developed for training courses for levels 1, 2 and 3 ski instructors*. Ljubljana: Faculty of Sport.
- Lešnik, B., Ž., M. Fevžer, A. Kugovnik, O. Pišot, R. (2007). *Nase smučine : teorija in metodika alpskega smučanja : [univerzitetni učbenik in uradni učni načrt na tečajih usposabljanja za učitelje alpskega 1., 2. in 3. stopnje]*. Ljubljana: SZS-ZUTS Slovenije.
- Levine, H. B. in Bosco, J. A., 3rd. (2007). Sagittal and coronal biomechanics of the knee: a rationale for corrective measures. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 65(1), 87-95.
- Lu, T. W., Tsai, T. Y., Kuo, M. Y., Hsu, H. C. in Chen, H. L. (2008). In vivo three-dimensional kinematics of the normal knee during active extension under unloaded and loaded conditions using single-plane fluoroscopy. *Med Eng Phys*, 30(8), 1004-1012.
- Lüthi, A., Federolf, M., Fauve, M., Oberhofer, K., Rhyner, H., Ammann, W., . . . Müller, E. (2005). Determination of forces in carving using three independent methods. In E. Müller, D. Bacharach, R. Klika, S. Lindinger in H. Schwameder (Eds.), *Science and skiing III*. (pp. 96-106). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- Maquet, P. (1984). *Biomechanics of the knee*. Berlin: Springer.
- Maxwell, S. M. in Hull, M. L. (1989). Measurement of strength and loading variables on the knee during Alpine skiing. *J Biomech*, 22(6-7), 609-624.
- Mester, J. (1997). Movement regulation in alpine skiing. In E. Müller (Ed.), *Science and skiing* (pp. 333-348). London: E & FN Spon.
- Moglo, K. E. in Shirazi-Adl, A. (2005). Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension--flexion. *J Biomech*, 38(5), 1075-1083.
- Müller, E., Bartlett, R., Raschner, C., Schwameder, H., Benko-Bernwick, U. in Lindinger, S. (1998). Comparisons of the ski turn techniques of experienced and intermediate skiers. *J Sport Sci*, 16(6), 545-559.
- Mündermann, A., Dyrby, C. O. in Andriacchi, T. P. (2005). Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum*, 52(9), 2835-2844.
- Nemeth, G., Lamontagne, M., Tho, K. S. in Eriksson, E. (1997). Electromyographic activity in expert downhill skiers using functional knee braces after anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*, 25(5), 635-641.
- Ogata, K., Whiteside, L. A., Lesker, P. A. in Simmons, D. J. (1977). The effect of varus stress on the moving rabbit knee joint. *Clin Orthop Relat Res*, 129, 313-318.
- Paletta, G. A. in Warren, R. F. (1994). Knee injuries and Alpine skiing. Treatment and rehabilitation. *Sports Med*, 17(6), 411-423.
- Panizzolo, F. A., Petrone, N. in Marcolin, G. (2010). Comparative analysis of muscle activation patterns between skiing on slopes and on training devices. *Procedia Engineering*, 2(2), 2537-2542.
- Platzer, W. (2004). *Color Atlas of Human Anatomy: Locomotor system* (5th ed. Vol. 1). Stuttgart: Thieme.



- Pressman, A. in Johnson, D. H. (2003). A review of ski injuries resulting in combined injury to the anterior cruciate ligament and medial collateral ligaments. *Arthroscopy*, 19(2), 194-202.
- Quinn, T. P. in Mote, C. D., Jr. (1992). Prediction of the loading along the leg during snow skiing. *J Biomech*, 25(6), 609-625.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G. in Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods*, 134(1), 37-43.
- Rossi, M. J., Lubowitz, J. H. in Guttman, D. (2003). The skier's knee. *Arthroscopy*, 19(1), 75-84.
- Rust, D. A., Gilmore, C. J. in Treme, G. (2013). Injury patterns at a large Western United States ski resort with and without snowboarders: the Taos experience. *Am J Sports Med*, 41(3), 652-656.
- Scheiber, P., Seifert, J. in Müller, E. (2012). Relationships between biomechanics and physiology in older, recreational alpine skiers. *Scand J Med Sci Sports*, 22(1), 49-57.
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E. in Dunlop, D. D. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *Jama*, 286(2), 188-195.
- Shea, K. G., Archibald-Seiffer, N., Murdock, E., Grimm, N. L., Jacobs, J. C., Willick, S. in Van Houten, H. (2014). Knee Injuries in Downhill Skiers: A 6-Year Survey Study. *Orthop J Sports Med*, 2(1), 2325967113519741.
- Shields, R. K., Madhavan, S., Gregg, E., Leitch, J., Petersen, B., Salata, S. in Wallerich, S. (2005). Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. *Am J Sports Med*, 33(10), 1520-1526.
- Shin, C. S., Souza, R. B., Kumar, D., Link, T. M., Wyman, B. T. in Majumdar, S. (2011). In vivo tibiofemoral cartilage-to-cartilage contact area of females with medial osteoarthritis under acute loading using MRI. *J Magn Reson Imaging*, 34(6), 1405-1413.
- Supej, M. (2010). 3D measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and GNSS RTK system. *J Sports Sci*, 28(7), 759-769.
- Supej, M. in Holmberg, H. C. (2010). How gate setup and turn radii influence energy dissipation in slalom ski racing. *J Appl Biomech*, 26(4), 454-464.
- Supej, M., Kipp, R. in Holmberg, H. C. (2011). Mechanical parameters as predictors of performance in alpine World Cup slalom racing. *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), e72-e81.
- Supej, M., Kugovnik, O. in Nemec, B. (2004). Modelling and simulation of two competition slalom techniques. *Kinesiology*, 36(2), 206-212.
- Supej, M., Kugovnik, O. in Nemec, B. (2005). Advanced analysis of alpine skiing based on 3D kinematic measurements. In E. Müller, D. Bacharach, R. Klika, S. Lindinger in H. Schwameder (Eds.), *Science and skiing III*. (pp. 216-227). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- Supej, M., Kugovnik, O. in Nemec, B. (2008). DGPS Measurement System in Alpine Skiing Track and Center of Mass Estimation. In Y. Jiang, A. Baca in H. Zhang (Eds.), *Proceedings of First Joint International Pre-Olympic Conference of Sports Sciences and Sports Engineering. Vol. 1, Computer Science in Sports* (pp. 120-125). Liverpool: World Academic Union.
- Supej, M., Nemec, B. in Kugovnik, O. (2005). Changing conditions on the slalom ski course affect competitors' performances. *Kinesiology*, 37(2), 151-158.

- Supej, M., Sætran, L., Oggiano, L., Ettema, G., Šarabon, N., Nemec, B. in Holmberg, H. C. (2013). Aerodynamic drag is not the major determinant of performance during giant slalom skiing at the elite level. *Scand J Med Sci Sports*, 23(1), e38-e47.
- Tooms, R. (1987). Arthroplasty of ankle and knee. In A. Crenshaw (Ed.), *Campbell's Operative Orthopaedics*. (pp. 1152–1211): St. Louis: Mosby Company.
- Urabe, Y., Ochi, M., Onari, K. in Ikuta, Y. (2002). Anterior cruciate ligament injury in recreational alpine skiers: analysis of mechanisms and strategy for prevention. *J Orthop Sci*, 7(1), 1-5.
- Vaverka, F. in Vodickova, S. (2010). Laterality of the lower limbs and carving turn. *Biol.Sport*, 27, 129-134.
- Veselko, M., Polajnar, J. in Trobec, R. (2008). Vtisni zlom golenične grče - tipična poškodba zareznega smučanja. *Zdravniški vestnik*, 77(10), 693-698.
- Vogt, A. P., Boppana, A. in Bamberg, S. J. (2014). Using a pilot study to establish experimental methods for inexpensive instrumented insoles used in dynamic skiing analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 72(10), 6944246.
- Warda, L. J. in Yanchar, N. L. (2012). Skiing and snowboarding injury prevention. *Paediatr Child Health*, 17(1), 35-38.
- Wilson, D. R., Feikes, J. D., Zavatsky, A. B. in O'Connor, J. J. (2000). The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *J Biomech*, 33(4), 465-473.
- Winter, D. A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech*, 13(11), 923-927.
- Winter, D. A., Aftab, E. A. in James, S. F. (1990). Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol*, 16, 31-51.
- Wörndle, W., Jenny, F. in Furter, M. (2007). Alpiner Skilauf. In Ö. Skischulverband (Ed.), *Snowsport Austria, Die österreichische Skischule* (pp. 33-96). Purkersdorf Brüder Hollinek.
- Wu, D. D., Burr, D. B., Boyd, R. D. in Radin, E. L. (1990). Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. *J Orthop Res*, 8(4), 572-585.
- Yoneyama, Kagawa, Okamoto in Sawada. (2000). Joint motion and reacting forces in the carving ski turn compared with the conventional ski turn. *Sports Eng*, 3(3), 161-176.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Champaign: Human Kinetics.
- Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N. in Chugunova, L. G. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. In C. G.G. in R. S.A. (Eds.), *Contemporary Problems of Biomechanics*. (pp. 272-291). Mishawaka: Better World Books.
- Zhang, J. T., Novak, A. C., Brouwer, B. in Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol Meas*, 34(8), 0967-3334.
- Zordan, V. B. in Horst, N. C. V. D. (2003). *Mapping optical motion capture data to skeletal motion using a physical model*. Paper presented at the Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, San Diego, California.