UNIVERZA V LJUBLJANI FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Grega Logar

MODELIRANJE IN OCENJEVANJE SMUČARSKEGA SKOKA IZ PODATKOV NOSLJIVEGA MERILNEGA SISTEMA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Ljubljana, november 2017

UNIVERZA V LJUBLJANI FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Grega Logar

MODELIRANJE IN OCENJEVANJE SMUČARSKEGA SKOKA IZ PODATKOV NOSLJIVEGA MERILNEGA SISTEMA

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, november 2017

Univerza *v Ljubljani* Fakulteta *za elektrotebnik*o

Tržaška 25 p.p. 2999 1001 Ljubljana, Slovenija telefon: 01 476 84 11 faks: 01 426 46 30 www.fe.uni-lj.si e-mail: dekanat@fe.uni-lj.si



Senat Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani je na seji dne, 07.05.2015 odobril kandidatu:

GREGA LOGAR

temo za doktorsko disertacijo z naslovom:

MODELIRANJE IN OCENJEVANJE SMUČARSKEGA SKOKA IZ PODATKOV NOSLJIVEGA MERILNEGA SISTEMA

MODELING AND EVALUATION OF SKI JUMP FROM DATA ACQUIRED WITH WEARABLE MEASUREMENT SYSTEM

Komisija za doktorski študij Univerze v Ljubljani je po pooblastilu Senata Univerze v Ljubljani temo potrdila na seji dne: 16.06.2015.

Senat Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani je kandidatu na seji dne, 16.11.2017 priznal naslednje izvirne prispevke k znanosti:

- 1 Metoda izračuna kinematičnih spremenljivk skoka iz podatkov nosljivega merilnega sistema v trodimenzionalnem prostoru na osnovi modela.
- 2 Verificiran inverzni dinamični model skakalca za namen izračuna sil in navorov, ki delujejo v sklepih in na podlago.
- 3 Prepoznavanje značilnih kinematičnih in dinamičnih parametrov skoka smučarskega skakalca.

Komisija za zagovor doktorske disertacije: prof. dr. Gregor Dolinar, predsednik prof. dr. Matjaž Mihelj, član prof. dr. Marko Topič, član prof. dr. Bojan Jošt, član

prof. dr. Marko Munih, mentor



Dekan: prof. dr. Gregor Dolina

Univerza v Ljubljani Fakulteta <u>za elektrotehniko</u>



ΙΖͿΑΥΑ

Spodaj podpisani **Grega Logar**, z vpisno številko **64070145** s svojim podpisom izjavljam, da sem avtor zaključnega dela z naslovom:

Modeliranje in ocenjevanje smučarskega skoka iz podatkov nosljivega merilnega sistema

S svojim podpisom potrjujem:

- da je predloženo zaključno delo rezultat mojega samostojnega raziskovalnega dela in da so vsa dela in mnenja drugih avtorjev skladno s fakultetnimi navodili citirana in navedena v seznamu virov, ki je sestavni del predloženega zaključnega dela,
- da je elektronska oblika zaključnega dela identična predloženi tiskani obliki istega dela,
- da na Univerzo v Ljubljani neodplačno, neizključno, prostorsko in časovno neomejeno prenašam pravici shranitve avtorskega dela v elektronski obliki in reproduciranja ter pravico omogočanja javnega dostopa do avtorskega dela na svetovnem spletu preko Repozitorija Univerze v Ljubljani (RUL).

V Ljubljani, november 2017

Podpis avtorja:

Zahvala

Za vse nasvete, pomoč in usmerjanje pri nastajanju te doktorske disertacije se iskreno zahvaljujem svojemu mentorju prof. dr. Marku Munihu. Za konstruktivne diskusije in pomoč pri raziskovalnem delu se zahvaljujem vsem sodelavcem iz Laboratorija za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani.

Posebna zahvala gre vsem prostovoljcem za vztrajnost in čas, ki so ga namenili za sodelovanje v raziskavah in poizkusih. Zahvaljujem se trenerjema Gorazdu Pogorelčniku (DPNC Kranj) in Jaroslavu Sakali (SSK Ilirija), da sem lahko prisostvoval in opravljal meritve na njunih treningih. Za ocenitev sloga smučarskih skokov iz video posnetkov, se zahvaljujem sodelujočim sodnikom. Posebna zahvala gre tudi Tomažu Verdniku (Strokovni vodja panoge za skoke in nordijsko kombinacijo, SZS) za koordinacijo sodelovanja s Smučarsko Zvezo Slovenije, kjer so s strokovnimi nasveti s tega področja pripomogli k razumevanju dobljenih rezultatov.

Rad bi se zahvalil Javni agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije, ki je sofinancirala raziskovalno delo in doktorsko disertacijo.

Na koncu bi se rad zahvalil družini, ki mi je že v rani mladosti vzbudila zanimanje za naravoslovje in tehniko in vztrajno odgovarjala na vse moje zakaj ter tako nevede začrtala mojo pot.

Ženi Tini in sinu Žanu se zahvaljujem za podporo, potrpežljivost, razumevanje in nasmehe, s katerimi ustvarjamo svojo posebno zgodbo.

Kazalo

S	Seznam uporabljenih kratic				
S	Seznam uporabljenih simbolov				
P					
A	bstract	3			
1	Uvod	5			
	1.1 Smučarski skoki	5			
	1.2 Cilji doktorske disertacije	8			
2	Smučarski skoki	11			
	2.1 Aerodinamika	11			
	2.2 Tehnična razdelitev skoka	12			
	2.2.1 Zalet	14			
	2.2.2 Vzlet	16			
	2.2.3 Let	16			
	2.2.4 Doskok	16			
	2.3 Oprema in infrastruktura	16			
	2.3.1 Oprema	17			
	2.3.2 Skakalnice	17			
	2.4 Pripomočki za preučevanje skokov	18			
	2.4.1 Naprave za zajem kinematičnih parametrov	18			
	2.4.2 Napravi za zajem dinamičnih parametrov	21			
	2.4.3 Ostali pripomočki	23			
	2.4.4 Modeliranje	23			

3	Nos	sljiv merilni sistem	25
	3.1	Kalibracijski postopek	26
	3.2	Kinematični model	27
		3.2.1 Začetna orientacija	27
		3.2.2 Integracija rotacijskih hitrosti v enotski kvaternion	28
		3.2.3 Orientacija segmentov v Eulerjevih kotih	28
	3.3	Inverzni Newton–Eulerjev dinamični model	29
		3.3.1 Antropometrični parametri	29
		3.3.2 Skakalčev model togih teles	29
		3.3.3 Rekurzivni postopek izračuna sil in navorov v sklepih	30
	3.4	Zaznava dogodkov skoka	33
	3.5	Kinematični parametri	36
	3.6	Določitev aerodinamičnih sil med letom	36
4	Val	idacija delovanja algoritma v laboratorijskem okolju	39
	4.1	Merilni protokol	39
	4.2	Rezultati	39
	4.3	Diskusija	41
5	Val	idacija delovanja algoritma na skakalnici	45
	5.1	Merilni protokol	45
	5.2	Rezultati	45
	5.3	Diskusija	46
6	Mat	tematični model za določitev slogovne ocene skoka	49
	6.1	Ocenjevanje smučarskih skokov	49
		6.1.1 Norme ocenjevanja sloga in izvajanja gibov	49
	6.2	Metode	51
		6.2.1 Merilni protokol	51
		6.2.2 Analiza smernic z velikostjo odbitkov za ocenjevanje skokov	52
		6.2.3 Parametri za izračun odbitka za fazo leta	53
		6.2.4 Parametri za izračun odbitka za fazo doskoka	54
		6.2.5 Parametri za izračun odbitka za fazo vožnje v iztek	55
		6.2.6 Matematični model ocenjevanja skoka	56
	6.3	Rezultati	57

7	Analiza parametrov skoka glede na dolžino in slogovno oceno	63		
	7.1 Metode	63		
	7.1.1 Merilni protokol	63		
	7.1.2 Analiza značilnih kinematičnih in dinamičnih parametrov skoka	63		
	7.2 Rezultati	67		
	7.3 Diskusija	67		
8	Zaključek	71		
Izvirni prispevki doktorske disertacije				
Literatura				
D	Dodatek A: Sodniške ocene			
D	Dodatek B: Korelacije izbranih parametrov			
D	Dodatek C: Objavljena publikacija			

Slike

2.1	Skok, razdeljen na faze	13
2.2	Ravnovesje sil, ki delujejo na skakalca v odvisnosti od naklona zaletišča	15
2.3	Razdelitev smučarske skakalnice na dele	18
3.1	Nosljiv merilni sistem 10 merilnih enot	25
3.2	Blokovna shema procesiranja merilnih signalov	26
3.3	Rekurzivni Newton–Eulerjev inverzni dinamični model skakalca	31
3.4	Graf Lorentzianove funkcije na primeru kotne hitrosti stegna	34
3.5	Časovna razdelitev skoka na faze iz podatkov nosljivega merilnega sistema .	35
3.6	Relacije kotov na skakalcu (1. del)	36
3.7	Relacije kotov na skakalcu (2. del)	37
3.8	Transformacija aerodinamične sile v koordinatni sistem skakalnice v K-točki	37
4.1	Primerjava orientacije in kotne hitrosti segmentov telesa, pridobljene iz op-	
	tičnega sistema in iz nosljivega sistema, merjeno v laboratoriju	40
4.2	Primerjava povprečne vrednosti in njene standardne variacije izračunanih sil	
	in navorov	41
4.3	Primerjava povprečne vrednosti in standardne variacije izračunane sile odriva	
	(GRF) in izmerjene sile	42
4.4	Kvartilni diagram za RMSE in standardno deviacijo sklepnih sil, GRF in	
	sklepnih navorov	42
5.1	Primerjava izračunanih sil in navorov v sklepih po predlagani metodi med	
	trening skokom	46
5.2	Primerjava srednje vrednosti s standardnim odklonom izračunane sile odriva	
	(GRF)	47

5.3 Kvartilni diagram za RMSE in standardno deviacijo izračunane sile odriva			
	(GRF)	47	
B 1	Razpršeni grafi povezljivosti parametrov v odvisnosti od dolžine skoka	87	
	(a) Začetni kot gležnja v fazi odriva	87	
	(b) Vertikalni pospešek smuči v fazi odriva	87	
	(c) Sila vzgona v fazi stabilnega leta	87	
	(d) Porast sile vzgona v fazi stabilnega leta	87	
B1	Razpršeni grafi povezljivosti parametrov v odvisnosti od sodniške ocene	88	
	(e) Končni kot nog v fazi odriva	88	
	(f) Kot naklona smuči v fazi vzpostavitve optimalnega položaja za let	88	
	(g) Kot naklona smuči v fazi stabilnega leta	88	
	(h) Kotna hitrost V-sloga smuči v fazi stabilnega leta	88	
	(i) Kot kolka v fazi stabilnega leta	88	
	(j) Indeks smuči v fazi stabilnega leta	88	

Tabele

2.1	Razdelitev in značilnosti faz skoka	14
3.1	Opisi parametrov Newton–Eulerjeve inverzne dinamične analize, ki veljajo v lokalnih koordinatnih sistemih segmentov	31
6.1	Smernice odbitkov za posamezno ocenjevalno fazo skoka in možnost imple-	
	mentacije v matematični model ocenjevanja	52
6.2	Korelacijski koeficient odbitkov/ocene medsebojnih primerjav med sodniki .	58
6.3	Korelacijski koeficient odbitkov/ocene za posamezne sodnike in matematični	
	model	59
6.4	Parametri za izračun odbitka za fazo leta	60
6.5	Parametri za izračun odbitka za fazo doskoka	60
6.6	Parametri za izračun odbitka za fazo vožnje v iztek	60
7.1	Opis 54 parametrov, ki se uporabljajo za karakterizacijo skoka	64
A1	Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo leta	82
A2	Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo doskoka	83
A3	Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo vožnje v iztek	84
A4	Skupne sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela	85

Seznam uporabljenih kratic

KRATICA	OPIS
2D	dvodimenzionalni prostor — ravnina
3D	tridimenzionalni prostor
COP	prijemališče reakcijske sile (ang. Center of Pressure)
EMG	električna aktivnost mišic (Elektromiogram, ang. Electromyogram)
GKS	globalni koordinatni sistem
GPS	globalni sistem pozicioniranja (ang. Global Positioning System)
GRF	reakcijska sila tal — sila odriva (ang. Ground Reaction Force)
HAT	združeni segment trup-roke-glava (ang. Head-Arms-Trunk)
HS	velikost skakalnice (ang. Hill Size)
IME	inercialna merilna enota
K-točka	kritična točka skakalnice
KS	koordinatni sistem
MAT	ocena sloga, ki jo poda matematični model
MEMS	mikro–elektro–mehanski sistem
OD	faza odriva
OP	faza vzpostavitve optimalnega položaja za let
RMSE	celotna napaka (ang. Root–Mean–Square Error)
SD	standardna deviacija
SOD	povprečna vrednost sodnikov (min. in maks. vrednost se ne upoštevata)
SL	faza stabilnega leta
TT	telesna teža osebe
TV	telesna višina osebe

Seznam uporabljenih simbolov

SIMBOL	ENOTA	OPIS
t	S	čas
φ	rad	kot
$\boldsymbol{\varphi}_{x}, \boldsymbol{\varphi}_{y}, \boldsymbol{\varphi}_{z}$	rad	Eulerjevi koti
$^{S}\mathbf{x}, ^{S}\mathbf{y}, ^{S}\mathbf{z}$		osi koordinatnega sistema segmenta S
ω	rad/s	kotna hitrost
ώ	rad/s^2	kotni pospešek
<i>p</i>	m/s^2	translacijski pospešek
g 0	m/s^2	gravitacijski pospešek
\boldsymbol{M}_i	Nm	navor v sklepu <i>i</i>
\boldsymbol{F}_i	Ν	sila v sklepu <i>i</i>
m_S	kg	masa segmenta S
I _S	kg/m^2	vztrajnostna matrika segmenta S
$\boldsymbol{r}_{c_S,i}$	m	dolžinski vektor iz težišča segmenta S do sklepa i
\boldsymbol{F}_D	Ν	komponenta aerodinamične sile — sila zračnega upora
\boldsymbol{F}_L	Ν	komponenta aerodinamične sile — sila vzgona
\boldsymbol{F}_{C}	Ν	centrifugalna sila
Α	m^2	projekcija površine
S	m^2	vzgonska površina
$ ho_{zrak}$	kg/m^3	gostota zraka
C_D		koeficient zračnega upora
C_L		koeficient vzgona
v	m/s	relativna hitrost sistema glede na zrak okoli njega

Povzetek

Uporaba nosljivih merilnih sistemov je v zadnjih letih zaradi razvoja in miniaturizacije senzornih tehnologij omogočila nastanek nabora novih aplikacij. Informacije, pridobljene z nosljivimi senzorji, so uporabne na področjih, ki se tičejo človeka samega ter njegovih navad: medicina, biomehanika, šport, sociologija, psihologija, tehnika. Za potrebe preučevanja biomehanike gibanja športnikov se za določanje orientacije segmentov telesa v prostoru in času med bolj uporabne nosljive senzorje šteje kombinacija žiroskopa, pospeškometra in magnetometra, ki skupaj sestavljajo inercialno merilno enoto. Vsak senzor meri svojo fizikalno veličino. Z različnimi metodami senzornega združevanja iz več signalov pridobimo znanje o novi, lahko tudi neposredno nemerljivi veličini ali preprosto izboljšamo osnovni merilni rezultat senzorja. Senzorje poleg miniaturnosti odlikuje tudi energetska učinkovitost in so primerni za spremljanje oseb v daljšem časovnem obdobju.

V Poglavju 2 so predstavljeni smučarski skoki. Predstavljena je aerodinamika smučarskih skokov, ki ima zelo pomemben vpliv na dolžino skoka. Opisana je tehnična razdelitev skoka na faze in kako aerodinamične sile delujejo na skakalca v določenih fazah skoka. Skakalci izvajajo skoke v različnih vremenskih pogojih in letnih časih, v ta namen smo opisali infrastrukturo poligonov in opreme, ki jo pri tem potrebujejo. Na koncu poglavja so opisani pripomočki za preučevanje biomehanike skokov, s katerimi si pomagajo trenerji. Predstavljene so naprave za zajem kinematičnih in dinamičnih parametrov.

Za analizo smučarskih skokov smo v nosljiv merilni sistem, ki je opisan v Poglavju 3, vključili 10 inercialnih merilnih enot. Po namestitvi merilnih enot smo izvedli kalibracijski postopek. Predstavljena metoda združevanja senzornih informacij se razlikuje od ostalih, saj je smučarski skok sestavljen iz oporne in neoporne faze. Za dobro oceno dinamičnih parametrov smo razvili biomehanski model. Model uporablja Newton–Eulerjevo inverzno dinamično analizo. Za dobro oceno sklepnih sil in navorov moramo poznati antropometrične parametre vsakega segmenta telesa skakalca. Model predstavlja večsegmentni sistem togih

teles s konstantno maso. Rekurzivni postopek začnemo z izračunom spremenljivk od prvega segmenta do zadnjega segmenta v verigi. Opisan je tudi postopek avtomatske zaznave posameznih časovnih točk skoka, ki skok delijo na faze.

V Poglavju 4 so predstavljeni rezultati preizkusa delovanja merilnega sistema v laboratoriju, kjer smo preverili sposobnost merjenja kinematičnih parametrov. Rezultati inercialnih merilnih enot sovpadajo z referenčnim sistemom. S pritiskovno ploščo, vgrajeno v tla laboratorija, smo preverili uporabo dinamičnega modela ter navedli, kakšen rekurzivni postopek izračuna sklepnih sil in momentov bomo uporabili na skakalnici.

Preizkus sistema na skakalnici je opisan v Poglavju 5. Kinematični parametri se ujemajo z literaturo. Vse izračunane sile in navori sovpadajo s prejšnjimi simulacijskimi študijami. Predlagani sistem je poleg kinematičnih parametrov segmentov zmožen posredno podati vrednosti sil in navorov v sklepih smučarskega skakalca ter reakcijsko silo tal med zaletno in vzletno fazo skoka, primerljivo z vgrajeno pritiskovno ploščo v skakalnico. Izračunamo lahko kinematične in dinamične parametre na katerikoli skakalnici ne glede na vremenske pogoje.

Ocenjevanje smučarskih skokov opisujemo v Poglavju 6. Iz predstavljenih norm ocenjevanja sloga in izvedbe gibov ter analize smernic sodnikov za določitev velikosti odbitka za posamezno ocenjevalno fazo skoka smo izdelali matematični model ocenjevanja skoka. Posamezno ocenjevalno fazo skoka opišemo z različnimi parametri, ki skupaj tvorijo odbitek in s tem končno sodniško oceno. Na koncu poglavja so predstavljeni rezultati našega poskusa avtomatskega ocenjevanja smučarskih skokov.

Zadnji izmed ciljev disertacije je analiza biomehaničnih parametrov iz celotnega skoka in doseženega rezultata z uporabo nosljivega merilnega sistema večih skakalcev. Rezultati so opisani v Poglavju 7. Analiza je izvedena za vsak parameter posebej z namenom povezovanja z dolžino skoka, slogovno oceno skoka in skupno oceno.

Ključne besede: inercialna merilna enota, biomehanika skakalca, Newton–Eulerjeva inverzna analiza, reakcijska sila tal, sklepne sile, sklepni navori, avtomatsko ocenjevanje.

Abstract

Progress and minimization of sensory technologies used in wearable systems has enabled a rich development development of new applications. Information acquired with wearable sensors can be used in different areas such as medicine, biomechanics, sport, sociology, psychology, and engineering. A combination of gyroscope, accelerometer, and magnetometer as an inertial measurement unit is considered to be the most useful for the assessment of orientation of the body segments and study of the biomechanics of an athlete's movement. The raw signals measured by each sensor are processed using sensory fusion to assess the orientation of the sensor, or simply improve the basic measurement of the sensor's physical quantity. In addition to a small size, which makes them wearable, sensors are also energy efficient and therefore suitable for monitoring athletes over longer periods of time.

Chapter 2 is describing the aerodynamics of a typical ski jump. The technical division of the jump into stages is described along with aerodynamic forces interacting with the jumper, and more importantly, their influence on the ski jump length. A brief description of infrastructure and equipment used for ski jumping is given. Tools and instruments used to study the biomechanics of the ski jumps and assist the trainers are presented at the end of the chapter. A special emphasis is given to devices used for measuring the kinematic and dynamic parameters of the jump. The proposed measuring system can be used in different weather conditions and seasons.

Chapter 3 describes the wearable measurement system used to analyse the ski jump. The measurement system consists of 10 inertial measurement units. After attaching the measurement units to different spots on athlete's body, the calibration procedure is carried out. The implemented sensory fusion differs from other applications, since the ski jumper has ground contact during in–run and does not have the ground contact during different phases of flight. To estimate the dynamic parameters, a biomechanical link–segment model was developed. The model uses the Newton–Euler inverse dynamic analysis. The model is composed as a

multi–segment rigid body with constant mass. The recursive procedure sequentially calculates the variables form the first to the last segment in the chain. An automatic procedure for detection timing of the ski jump is presented.

Chapter 4 presents the results of the experiment, where the ability to measure the kinematic parameters was verified. The wearable measuring system was used in laboratory environment. The results obtained from inertial measurement units coincide with the results of the reference system. The dynamic model was verified using a built–in pressure plate in the laboratory. This way, different recursive procedures for calculating the joint forces and moments were tested.

The evaluation of the measurement system and algorithms were carried out on a ski hill, and the results are presented in Chapter 5. Obtained kinematic parameters match those from the literature. All calculated forces and torques comply with previous simulation studies. The proposed system is capable of indirectly providing the values of joint forces and torques during the ski jump. In addition, the ground reaction forces during in–run and take–off phases of the jump are provided with comparable precision to the force platform built in the take off table. This way it is possible to calculate the kinematic and dynamic parameters at any ski hill, regardless of weather conditions and season.

Chapter 6 presents the possibility of automatic judging of the ski jump performance. Analysis of the judges guidelines for deduction of points for each jump stage was a starting point for a mathematical model that can judge the ski jumpers performance. Each stage of the jump is described and assessed using different parameters, which together give a deduction sum and thus a final judge rating. At the end of the chapter the results of automatically determined sum of deduction points for three groups are presented.

The last goal of the dissertation is presenting an analysis of a full set of biomechanical parameters of the entire jump acquired with wearable measurement system during several jumps. The results are described in Chapter 7. The analysis is performed for each separate parameter with correlation to the length of the jump, judge rating and the total score.

Keywords: inertial measurement unit, biomechanics of ski jumper, Newton–Euler inverse analysis, ground reaction force, joint forces, joint moments, automatic ski jump rating

Poglavje 1 Uvod

1.1 Smučarski skoki

Smučarski skoki spadajo med najuspešnejše slovenske športe z odmevnimi rezultati v svetovnem merilu. So priljubljena športna panoga in so del nordijskih disciplin. Spadajo tudi med olimpijske športe. Vadbe potekajo na smučarskih skakalnicah skozi celo leto. V poletnem obdobju opravijo skakalci večino treningov na za to prirejenih skakalnicah. Zimsko obdobje velja za tekmovalno. Takrat skakalci tekmujejo na zasneženih skakalnicah, zato je pomembno, da se skakalci v poletnem obdobju kar najbolje pripravijo na tekmovalni del sezone.

Zgodovina smučarskih skokov sega v čas, ko so ljudje uporabljali smuči bolj za transport kot za zabavo. Najstarejše smuči so našli v Rusiji blizu jezera Lake Sindor. Izhajale naj bi iz obdobja od 6300 do 5000 p. n. š. [1]. Smučarski skoki naj bi se začeli konec 18. stoletja. Prvi skok so izmerili leta 1809, ko je Olaf Rye iz province Telemark na Norveškem skočil 9,5 m, skok pa je zabeležil vojaški častnik [2]. Skice iz tega časa prikazujejo skakalce, ki so v rokah držali dolge palice in doskakovali v telemark — ena noga pred drugo. Leta 1879 so zgradili prvo pravo skakalnico na vzpetini Huseby nad Kristianio, današnjim Oslom. Skakalci so skakali v pokončni drži z iztegnjenim telesom in rokami nekoliko od telesa, doskakovali so v telemark. Na prvih zimskih olimpijskih igrah leta 1924 v Chamonixu so bili skoki glavna disciplina. Dolgi so bili do 60 m [2]. Prve raziskave aerodinamike položaja smučarskega skakalca je delal švicarski inženir Reinhard Straumann od leta 1920 naprej. Skoke je raziskoval v vetrovnem tunelu in razvil novo tehniko skoka [3], ki jo je prvi osvojil švicarski skakalec okoli leta 1950. Sredi devetdesetih je švedski skakalec Jan Boklöv prvič prikazal novo tehniko, imenovano škarjasti slog. Škarjasti slog je prinesel pravo revolucijo in je sedaj standardna tehnika, ki jo izvajajo skakalci po vsem svetu [4].

Od tekmovalcev se zahteva popolnost izvedbe tehnike gibanja. Na svetu obstaja le

peščica ljudi, ki so se približali popolnemu skoku. Na tekmovanju skakalec dobi točke za dolžino in estetiko skoka. Za dobre rezultate je potrebna dobra fizična in psihična priprava tekmovalca.

Študija preučevanja biomehanike smučarskega skoka je korak do spoznavanja tehnike in razvoja novih tehnik. Tako lahko najprej ocenimo, kasneje pa ugotavljamo napredek v pripravljenosti tekmovalca. Biomehanske raziskave lahko uporabimo za izboljšanje treningov in s tem pripravljenost skakalcev. Da bi se kar najbolj približali popolnosti izvedbe tehnike gibanja skoka, je primarna naloga določiti kinematiko skoka in izdelati dinamični model skakalca. Prav ti dve aktivnosti sta primerni za opazovanje, da bi prepoznali morebitna odstopanja od različnih tehnik izvedbe skoka. Opazujemo držo skakalnega počepa, koordinacijo gibov ter simetrijo izvedbe skoka. Potrebni so torej senzorji za merjenje sil, pospeškov, kotne hitrosti ter časovne uskladitve.

V literaturi navajajo, da so razviti različni merilni sistemi za zajem spremenljivk skoka. Za določitev kinematike segmentov telesa v ravnini se uporablja merilne sisteme na osnovi video slike [5, 6]. Za določitev kinematičnih spremenljivk segmentov telesa v tridimenzionalnem prostoru se uporablja merilne sisteme na osnovi video slik iz več kamer [7–9], ki so časovno potratni ter ne morejo meriti celotnega skoka. Za določitev dinamičnih komponent pri odskoku se uporabljajo pritiskovne plošče, ki so vgrajene v odskočno mizo [10]. Z njimi smo omejeni na predel odskočnega mostu oz. na fazo odskoka. Omenjeni sistemi ne dajejo povratne informacije o celotnem skoku, temveč le o eni ali dveh fazah skoka ter analizirajo le eno vrsto parametrov. V pripravljalnem obdobju lahko analiziramo odskok v laboratorijskem okolju, kjer se poslužujemo metod s pritiskovno ploščo, z optičnimi merilnimi sistemi, s katerimi zelo natančno določimo gibanje (primeri: Optotrak, Codamotion, STT, MotionAnalysis, Vicon) ali z analizo skoka v vetrovnem tunelu.

Določanje prostorske orientacije togega telesa lahko poteka tudi s pomočjo drugih merilnih sistemov, ki jih pri skokih zaenkrat še ne uporabljajo množično. Na področju preučevanja človeškega gibanja se uporablja drage mehanske ali prej omenjene optične merilne sisteme. Z razvojem novih mikroelektronskih integriranih tehnologij, kot na primer MEMS (ang. micro electro–mehanical system), to so miniaturni, vendar kvalitetni senzorji (žiroskop in pospeškometer), so zaradi nizke cene postali zelo dostopni. Integrirane inercialne senzorje odlikuje majhna masa in volumen. Omenjene lastnosti jih naredijo primerne za preučevanje človeškega gibanja, saj ti senzorji uspešno zamenjujejo drage optične sisteme [11]. Omenjeni inercialni senzorji omogočajo določanje biomehanike skoka skozi celoten potek, kar so raziskovalci dokazali v naslednjih člankih [12–15]. Določili so časovne značilnosti skoka, kinematične spremenljivke segmentov telesa v eni ravnini, pozicijo in hitrost težišča skakalca ter aerodinamične sile.

Virmavirta et al. [9, 16] so pri merjenju reakcijskih sil pri odskoku potrdili, da sila odriva vpliva na dolžino skoka. Reakcijska sila je rezultat gibanja segmentov telesa skakalca. Sil in navore, ki delujejo znotraj telesa, ne moremo neposredno meriti, lahko jih posredno izračunamo. Vrtilne navore, reakcijske sile in mišične navore, ki delujejo v sklepih gibajoče se osebe, je moč določiti preko dinamičnega modela. Če poznamo vse kinematične parametre modela, natančne antropometrične podatke in zunanje sile, lahko za vsak sklep izračunamo reakcijske sile in vsoto mišičnih navorov. Matematično modeliranje se lahko v športu koristno uporabi za opis gibanja segmentov telesa ter izračun obremenitev v sklepih. Sile in navore, ki delujejo znotraj telesa pri smučarskem skakalcu, so preučevali na primerih računalniške simulacije [17].

Trenerji in tekmovalci se strinjajo, da bi z enostavnim testiranjem tekmovalcev in povratno informacijo objektivnih parametrov skoka pripomogli k boljši pripravi tekmovalca. Z opazovanjem gibanja skakalca je mogoče prepoznati njihove običajne ter tudi tiste gibalne značilnosti, ki odstopajo od njegove običajne izvedbe skoka, ki so lahko tudi posledica napredka. Te napredne senzorne tehnologije dovoljujejo zajem kinematičnih veličin, kon-taktnih sil s smučino, z večsenzorsko integracijo in z brezžičnim posredovanjem podatkov lahko izvajamo monitoring in samodejno prepoznamo vzorce.

1.2 Cilji doktorske disertacije

V disertaciji je predstavljena izvedba merilnega sistema za merjenje kinematičnih parametrov segmentov telesa. S sistemom merimo vse faze skoka, kar lahko posredujemo kot povratno informacijo uporabniku (trenerju) in omogočimo večjo učinkovitost trenerjevega podajanja informacij skakalcu, hkrati nudimo novo znanje o kinematiki in dinamiki skokov. Orientacije segmentov skakalca lahko izračunamo iz senzornih podatkov. Sil in navorov v sklepih telesa skakalca ne moremo neposredno izmeriti, lahko pa jih izračunamo. Na osnovi tega smo zgradili model za določitev dinamičnih (sile in navori) komponent skoka.

V disertaciji smo izvedli naslednje vmesne cilje:

- Izračun kinematičnih spremenljivk posameznih segmentov skakalca v treh ravninah. Z združevanjem senzorne informacije iz triosnega žiroskopa in pospeškometra smo izračunali osnovne kinematične spremenljivke posamezne merilne enote. Kinematične spremenljivke skoka izračunamo z vključitvijo kinematičnega modela skakalca. Veriga togih segmentov, ki so povezani s sklepi, sestavlja kinematično verigo modela. Model je opisan v kinematičnih enačbah, ki opisujejo strukturo teh segmentov in njihovih povezav ter položaj senzorjev na segmentih.
- Izračun dinamičnih komponent skoka na osnovi kinematičnih spremenljivk. Sile, ki delujejo v sklepih telesa, izračunamo iz kinematičnih spremenljivk skoka in antropometričnih podatkov skakalca preko inverznega Newton–Eulerjevega modela. Model obravnava vsak segment kot samostojno telo, segmenti so povezani v verigo z idealiziranimi sklepi.
- 3. **Definiranje algoritmov za prepoznavanje asimetrij in značilnih potekov skoka.** Algoritem je razvit na podlagi kinematičnih in dinamičnih parametrov na osnovi zajetih skokov.
- 4. Zasnova rešitve merilnega sistema za posredovanje povratne informacije trenerju. Po analizi vsakega skoka se izračunajo različni časovno odvisni parametri in določene konstante, preko katerih lahko trener izvaja dolgoročno študijo pripravljenosti skakalca.

Z raziskovalnim delom smo pokazali, da lahko zagotovimo podatke o kinematičnih parametrih pri izvedbi smučarskega skoka. Znamo izračunati potek kotov in kotnih hitrosti v posameznih sklepih ter pospeške težišč posameznih segmentov, poenostavljenih v eni ravnini. S poenostavljenim ravninskim inverznim dinamičnim modelom skoka smo sprva v

laboratorijskem okolju dokazali, da lahko dovolj natančno izračunamo silo odriva ter sile in navore v sklepih, kasneje pa smo izračunani model preizkusili še na skakalnici. Preizkušeni model lahko nadomešča dosedanjo metodo ocenjevanja odriva z vgrajenimi pritiskovnimi ploščami v skakalnico, ki je omejena na merjenje le v poletnem pripravljalnem obdobju, model pa je neodvisen od razmer na skakalnici. V nadaljnji študiji smo nato preučili parametre, ki vplivajo na sodniško subjektivno ocenjevanje skokov in načrtali matematični model, ki je zmožen na osnovi pridobljenih parametrov podati sodniško oceno.

Poglavje 2 Smučarski skoki

2.1 Aerodinamika

Aerodinamika je pri smučarskih skokih zelo pomembna. Poleg študij položaja skakalca in njegove opreme so bile opravljene tudi nekatere študije, kjer so preučevali vpliv različnih dresov na aerodinamiko. Chowdhury et al. [18] so v vetrovniku preučevali različne drese in ugotovili, da se z višanjem hitrosti pri letu veča sila vzgona, ki je del komponente aerodinamične sile. S tem so dokazali, da ima aerodinamična sila pomemben vpliv na dolžino skoka v fazi leta. Vpliva aerodinamičnih sil na skok v fazi zaleta in vzleta niso preučevali. Ettema et al. [17] so izdelali model, s katerim so simulirali dinamiko skoka in aerodinamično silo v fazi zaleta in vzleta.

Aerodinamika v športu predstavlja interakcijo med mehaničnim sistemom (atlet in/ali njegova oprema) in zrakom okoli njega. Sistem se lahko premika v vetrovnih ali brezvetrnih pogojih. Z integracijo stabilnih in statičnih pritiskov, ki delujejo na sistem, lahko pridobimo aerodinamično silo [19]. To silo lahko razdelimo na dve komponenti: F_D — sila upora (ang.: drag force) in F_L — sila vzgona (ang.: lift force).

Sila upora

Sila upora je definirana kot projekcija aerodinamične sile vzdolž smeri relativnega vetra. Če je relativni veter poravnan s sistemom atlet/oprema, pomeni, da zračni upor sovpada z aerodinamično silo v nasprotni smeri gibanja sistema. Sila upora F_D je odvisna od treh glavnih parametrov: (i) projekcije sprednje površine atlet/oprema (definirana kot površina atleta/opreme, projicirana na pravokotno ravnino v smeri gibanja sistema), (ii) koeficienta upora, ki je odvisen od oblike in kvalitete površine sistema, in (iii) hitrosti. Silo upora zapišemo z enačbo (2.1):

$$\boldsymbol{F}_D = \frac{1}{2} A \, \boldsymbol{\rho}_{zrak} \, C_D \, \boldsymbol{\nu}^2 \tag{2.1}$$

kjer F_D predstavlja silo upora [N], ρ_{zrak} gostoto zraka [kg/m³], A sprednjo projekcijo površine sistema [m²], C_D koeficient upora in v relativno hitrost sistema glede na zrak okoli njega [m/s]. Upor je proporcionalen kvadratu hitrosti. Koeficient upora C_D je brez enot in je odvisen od Reynoldsovega števila (razmerje med notranjo silo in silo v odvisnosti od viskoznosti zraka) in hitrosti zračnega toka. V večini športov lahko C_D obravnavamo kot konstanto [20–22]. Atlet nikoli ne doseže kritične hitrosti, ki povzroči spremembo C_D zaradi spremembe zračnega toka iz laminarnega v turbulentnega. Tako so pri stabilnih in relativno visokih hitrostih spremembe zračnega upora v glavnem odvisne od projekcije sprednje površine sistema, ki je odvisna od položaja atleta [23, 24].

Sila vzgona

Sila vzgona je komponenta aerodinamične sile, ki premaguje gravitacijsko silo in deluje pravokotno na normalo silo upora. Kot sila upora je tudi sila vzgona F_L odvisna od treh glavnih parametrov: (i) površine atlet/oprema (definirana kot površina atleta/opreme, projicirana na ravnino v smeri gibanja sistema), (ii) koeficienta vzgona, ki je odvisen od oblike in kvalitete površine sistema, in (iii) hitrosti gibanja sistema. Silo vzgona zapišemo z enačbo (2.2):

$$\boldsymbol{F}_L = \frac{1}{2} S \, \boldsymbol{\rho}_{zrak} \, C_L \, \boldsymbol{v}^2 \tag{2.2}$$

kjer F_L predstavlja silo vzgona [N], ρ_{zrak} gostoto zraka [kg/m³], S vzgonsko površino sistema [m²], C_L koeficient vzgona in v relativno hitrost sistema glede na zrak okoli njega [m/s].

2.2 Tehnična razdelitev skoka

Glede na osnovno biomehansko analizo je skok razdeljen na več faz, saj gre za skupek več zaporednih posameznih gibov in delovanja zunanjih sil. Skok po literaturi [25, 26] delimo na: zalet, vzlet, let, pripravo na doskok, doskok in vožnjo po izteku ter na oporno in neo-

porno fazo smučarskega skoka. Trener stoji poleg skakalnice v bližini odskočne mize, kjer nadzoruje in spremlja izvedbo skoka. Skakalčeva pripravljenost na skok je odvisna od trenerjevega posredovanja navodil, ki temelji na njegovih izkušnjah in izostrenem očesu. Za objektivno oceno pri napredovanju posameznega skakalca si trener zaradi enostavnosti pri posredovanju sprotnih informacij pomaga z video zajemom in prikazom. Sodobni načini temeljijo na merjenju kinematičnih, aerodinamičnih ter statičnih spremenljivk in na posredovanju povratne informacije uporabniku.

Slika 2.1 predstavlja razdelitev skoka na faze.



Slika 2.1: Razdelitev skoka na faze: a-b zalet, b-c vzlet, c-d let, d-e doskok in e-f vožnja po izteku

- V fazi *zaleta* skakalec vzpostavi zaletni položaj in se pelje po ravnem delu zaletišča.
 Vožnjo nadaljuje v skakalnem počepu skozi prehodni lok in se pripravi na odriv.
- V fazi *vzleta* skakalec izvrši odskok v oporni fazi na odskočnem mostu in nadaljuje odskok v neoporni fazi. V tej fazi vzleta skakalec vzpostavi optimalni položaj za let.
- V fazi *leta* skakalec opravlja osrednji del leta.
- V fazi doskoka se skakalec pripravi na doskok, pristane, sledi oporna faza doskoka.
- V fazi vožnje po izteku skakalec smuča v iztek z zaustavljanjem.

Ko je skakalec v stiku s podlago, pravimo, da je v oporni fazi. Skakalec je v neoporni fazi, ko ni v stiku s podlago [25].

FAZE	FAZE ZNAČILNOSTI FAZE	
ZALET		
prvi del	— vožnja po ravnem delu zaletišča	0
	— skakalec konstantno pospešuje	
drugi del	— vožnja po ukrivljenem delu zaletišča	0
	— nastopi centrifugalna sila	
tretji del	— zaletišče se izravna	0
VZLET		
oporni del	— skakalec se odrine	0
_	— ne pride do iztegnitve telesa	
brez oporni del	— skorajšnja iztegnitev v kolenskem sklepu	Ν
vzpostavitev leta	— iztegnitev telesa	Ν
	— vzpostavitev optimalnega položaja za let	
Let		
	— skakalec je v stabilnem položaju za let	Ν
Doskok		
	— priprava na doskok in pristanek	0
Vožnja v iztek		
	— sproščena vožnja do črte padcev	0
O — skakalec je v stiku s podlago, N — skakalec ni v stiku s podlago		

Tabela 2.1: Razdelitev in značilnosti faz skoka

2.2.1 Zalet

Fazo zaleta sestavljata ravni in krivuljni del zaletišča. Ravni del se nadaljuje v krivuljnega. Odskočni most sestavlja zadnji del zaletišča z ravnim naklonom rahlo navzdol, okrog 10°. Ko skakalec zapusti zaletno rampo, se v čim krajšem času postavi v položaj skakalnega počepa in drsi po zaletišču navzdol. V zaletni fazi mora skakalec pridobivati hitrost in vzpostaviti najboljši položaj za odskok. Skakalni položaj mora biti dovolj nizek, da zmanjša zračni upor in s tem poveča horizontalno hitrost za kasnejši let, hkrati položaj ne sme biti prenizek, da se lahko dovolj hitro iztegne v kolenu in kolku v fazi odskoka.

Sile, ki delujejo pravokotno na smučino skozi ravni in krivuljni del zaletišča, so prikazane na Sliki 2.2 in predstavljene z enačbo (2.3). V ravnem delu zaletišča je pravokotna sila podlage enaka komponenti sile teže v smeri normale na podlago ($F_N(t)$). Ko skakalec nadaljuje pot skozi krivuljni del zaletišča, nastopi centrifugalna sila ($F_C(t)$). Skozi celoten potek skoka deluje na skakalca tudi aerodinamična sila. V nasprotni smeri normale in centrifugalne sile deluje sila vzgona ($F_L(t)$), ki jo lahko zanemarimo, ko se skakalec vozi v skakalnem počepu
po zaletišču skakalnice.

$$F_{NCL}(t) = F_N(t) + F_C(t) + F_L(t)$$

= $m g \cos \varphi_{ZAL}(t) + \frac{m v^2(t)}{r(t)} + \frac{1}{2} S(t) \rho_{zrak} C_L v^2(t)$ (2.3)

Sile, ki delujejo vzporedno s podlago oziroma s smerjo premikanja sistema skakalec/oprema, so prikazane na Sliki 2.2 in predstavljene z enačbo (2.4). V ravnem in krivuljnem delu zaletišča je vzporedna sila s podlago enaka vzporedni komponenti sile teže ($F_P(t)$). Kot smo že omenili, deluje na skakalca tudi aerodinamična sila. Vzporedno s podlago oziroma v nasprotni smeri premikanja skakalca deluje sila upora ($F_D(t)$).

$$\boldsymbol{F}_{PD}(t) = \boldsymbol{F}_{P}(t) + \boldsymbol{F}_{D}(t)$$

$$= m g \sin \varphi_{ZAL}(t) + \frac{1}{2} A(t) \rho_{zrak} C_{D} \boldsymbol{v}^{2}(t)$$
(2.4)



Slika 2.2: Ravnovesje sil, ki delujejo na skakalca v odvisnosti od naklona zaletišča, kjer so: m – masa skakalca, \mathbf{g}_0 – gravitacijski pospešek, \mathbf{F}_P – paralelna komponenta sile teže, \mathbf{F}_N – normala komponente sile teže, \mathbf{F}_A – aerodinamična sila, \mathbf{F}_D – sila upora, \mathbf{F}_L – sila vzgona, \mathbf{F}_C – centrifugalna sila, $\boldsymbol{\varphi}_{ZAL}$ – naklon zaletišča in GKS – globalni koordinatni sistem.

2.2.2 Vzlet

Vzlet je najpomembnejša faza skoka, zato se dosedanje raziskave najbolj osredotočajo nanjo. Tu skakalec izvrši odskok, ki neposredno vpliva na daljavo skoka. Skakalec mora izvesti eksploziven gib, nenadno iztegnitev v kolenu in kolku. S tem gibom pridobiva na višini in povzroči rotacijo celotnega trupa naprej. Gib mora izvršiti natančno in hitro, pri hitrosti okoli 90 km/h in v času, krajšem od 300 ms [26].

- V oporni fazi odskoka skakalec prične odriv, se odrine, vendar še ne nastopi popolna iztegnitev telesa.
- Pri neoporni fazi odskoka skakalec doseže skorajšnjo iztegnitev v kolenskem sklepu.
- Pri vzpostavitvi leta skakalec doseže popolno iztegnitev telesa in vzpostavi položaj za let.

2.2.3 Let

Naloga skakalca v tej fazi skoka je vzdrževati optimalni položaj leta tako, da povečuje silo vzgona, pridobiva višino leta ter da leti čim dlje. V tem delu skoka na sistem skakalec–smuči delujejo enake sile kot pri prostem padu.

2.2.4 Doskok

Ko se skakalec približuje podlagi, se pripravi na pristanek in nato pristane. Pri sodnikih dobi dodatne točke, če pristane v tehniki telemark — ena noga pred drugo.

2.3 Oprema in infrastruktura

Tehnika smučarskega skoka se je skozi čas neprestano razvijala in izpopolnjevala. Razvoj tehnike skoka ni pripomogel le k daljšim skokom, temveč je s seboj prinesel tudi razvoj opreme. S sodobno opremo se je poleg tehnične učinkovitosti povečala tudi varnost skakalcev. Oprema je danes zelo pomembna, tako je FIS (mednarodna smučarska federacija, ang. International Ski Federation) uvedla posebna pravila glede tehničnih karakteristik posameznih delov opreme. Na dolžino skoka vpliva tudi skakalnica, ki mora biti zgrajena po določenih merilih in registrirana pri FIS ter pridobiti dovoljenje oziroma certifikat.

2.3.1 Oprema

Opremo smučarskega skakalca sestavljajo: smuči, smučarske vezi, skakalni čevlji, skakalni dres, spodnja oblačila, rokavice, čelada in smučarska očala. Tehnične značilnosti opreme se morajo ujemati s standardi FIS [27, 28].

Skakalne smuči so lahko dolge do največ 145 % višine skakalca, široke med 95 mm in 105 mm ter tanjše od 10 mm. Maksimalna dolžina smuči je odvisna tudi od indeksa telesne mase — ITM (ang. Body Mass Indes — BMI). Če je ITM manjši od 21, se smuči krajšajo. Teža smuči ne sme biti manjša od 1 kg/m.

Skakalne vezi so sestavljene iz dveh delov: pete in vezi. Peta daje oporo skakalnemu čevlju. Vezi povezujejo čevlje s smučmi. Pritrjene so na smuči in odmaknjene od sprednjega dela smuči za največ 57 % od celotne dolžine smuči.

Skakalni čevlji so večinoma narejeni iz umetnega usnja. Zadnji togi del skakalcu nudi oporo v zaletni fazi skoka in vožnji po izteku. Da lahko skakalec doseže manjši kot med golenico in smučmi je sprednji del gibljiv.

Skakalni dres mora biti narejen iz predpisanih materialov in po krojih, ki se razlikujejo glede na spol skakalca. Debelina dresa mora biti med 4 mm in 5 mm. Prepustnost dresa mora presegati $4 \text{ cm}^3/\text{s/cm}^2$. Dres se mora prilegati skakalcu, tako da je obseg dresa večji za 20 mm od obsega skakalca. Pred nekaj leti je bil sprejet predpis za spodnje perilo, ki ne sme biti ohlapno in ne sme vplivati na prepustnost skakalnega dresa.

Očala in rokavice niso obvezni del opreme, so pa priporočeni zaradi varnosti. Rokavice ne smejo presegati debeline 5 mm.

Med obvezni del opreme spada tudi čelada. Njena debelina ne sme presegati 70 mm.

2.3.2 Skakalnice

Smučarska skakalnica je razdeljena na zaletni in pristajalni del. Zaletišče se deli na ravni del zaletišča, prehodni lok zaletišča in odskočni most (Slika 2.3). Pristajalni del sestavljajo grbina, osrednji pristajalni del, izravnalni del in iztek (Slika 2.3).

Ravni del zaletišča je nagnjen s stalnim naklonom med 28° in 40°. Ravni del vsebuje tudi del, kjer so nameščene zaletne rampe. Prehodni lok zaletišča se nadaljuje od ravnega dela. Krivulja prehodnega loka je lahko sestavljena iz krožnice ali več krožnic, lahko je v obliki klotoide ali imamo tako imenovano kubično krivuljo. Prehodni lok povzroča spremembo



Slika 2.3: Razdelitev smučarske skakalnice na dele: 1–2 ravni del zaletišča, 2–3 prehodni lok zaletišča, 3–4 odskočišče, 4–6 pristajalni del doskočišča, 6–7 izravnalni del doskočišča in 7–8 iztek

delovanja zunanjih sil na tekmovalca. Tudi odskočni most je stalno nagnjen, vendar je bolj položen kot ravni del zaletišča, in sicer nagnjen je navzdol med 8° in 12° glede na horizont. Parametri zaletišča vplivajo na končno hitrost pri odrivu, ki je med 80 km/h in 95 km/h za srednje in velike skakalnice ter okoli 110 km/h za letalnice.

Skakalnice delimo po velikosti v različne skupine: majhne, srednje, normalne in velike skakalnice ter letalnice. Poznamo dva tipa skakalnic. Prvi nam služi pozimi. Zaletišče je prekrito z ledom, doskočišče s snegom. Drugi tip skakalnic uporabljamo poleti. Zaletišče je iz keramičnih ploščic ali iz aluminijastega profila. Doskočišče je prekrito s plastičnim materialom, tj. plastično travo. Poleti moramo celotno konstrukcijo v času uporabe polivati z vodo, da zmanjšamo trenje. Ob vsaki skakalnici se nahajata dva stolpa ali platoja: eden za sodnike in drugi za trenerje.

2.4 Pripomočki za preučevanje skokov

2.4.1 Naprave za zajem kinematičnih parametrov

Kinematika je del mehanike, ki dopolnjuje statiko in dinamiko. Mišične sile povzročajo gibanje segmentov, gibanje opisuje kinematika. Pri kinematiki nas zanimajo pot, hitrost, pospešek, pozicija in orientacija.

Video sistemi

Najosnovnejši trenerjev pripomoček je video kamera. Pomočnik trenerja posname skok v eni ali več fazah. S pomočjo videa lahko trener preuči izvedbo skoka in z uporabo programov primerja posnetke med sabo. Ta sistem temelji na subjektivnem mnenju.

Tak način preučevanja kinematike športnika se uporablja tudi pri drugih športih (npr. v lokostrelstvu, drsanju, golfu, veslanju, smučanju, deskanju, hitrostnem drsanju, plavanju, tenisu). Izvedbo prvine posnamemo s kamero. Zajeto sliko lahko z raznimi namenskimi programi obdelamo in analiziramo (primeri: DartfishTM, MotionViewTM, V1 SportsTM, StevaSportsTM, SportstecTM).

Trener stoji v trenerskem stolpu, ki se nahaja pred odskočno mizo. Lahko se nahaja tudi v sodniškem stolpu, ki stoji v bližini kritične točke skakalnice (K-točke). Zajeti video posnetek mu omogoča vizualni pregled skoka. Sliko se zajema z običajno kamero, ki omogoča zajemanje do 50 slik na sekundo. Trenerji lahko s prej omenjenimi programi pregledajo skok v počasnem posnetku ali si vzporedno ogledajo dva posnetka. Z dodatnimi orodji lahko izračunajo časovni potek skoka in določijo kote v sklepih. Pridobljeni podatki vsebujejo napako in proces je časovno potraten. To je razlog, da na vsakodnevnih treningih povečini uporabljajo video primerjavo ali pregled videa v počasnem posnetku. Ta metoda je premalo občutljiva za določitev kotne hitrosti segmentov ali sile odriva, ki ne morejo biti izračunane iz take video analize.

Za zajem bolj natančne kinematike se večinoma uporabljajo večdimenzionalni video sistemi [7, 9, 29]. Prednost teh sistemov je, da športniku ni potrebno nositi nobenih naprav. Dvodimenzionalni sistemi s fiksno nameščenimi kamerami ob skakalnici so bili uporabljeni za zajem nekaj skokov [5, 30]. Ti dvodimenzionalni sistemi so omejeni s količino zajetih podatkov, vsebujejo napako kalibracije in so omejeni na sagitalno ravnino. Tridimenzionalni sistemi so bili predstavljeni kot nadomestilo dvodimenzionalnih [9]. Te metode potrebujejo kompleksen in časovno potraten kalibracijski proces za določanje globalnega koordinatnega sistema. Naslednji problem se pojavi, ko moramo na videoposnetku ročno označevati točke sklepov, iz katerih nato izračunamo kinematiko. Iz zajetih in obdelanih slik dobimo točke sklepov. Povezave med točkami predstavljajo vektorje. Iz vektorjev po enačbi:

$$\cos \varphi_{a \to b} = \frac{\boldsymbol{a} \cdot \boldsymbol{b}}{|\boldsymbol{a}| \cdot |\boldsymbol{b}|}$$
(2.5)

pridobimo kote v sklepih.

Sistemi za določanje pozicij s pomočjo markerjev

Pri analizi človeških gibov se uporablja optični merilni sistem, ki s pomočjo več kamer določi pozicijo markerjev v prostoru. Kamere s triangulacijo določijo položaj točke v prostoru. Naenkrat lahko hkrati določajo pozicijo več markerjev v tridimenzionalnem prostoru. Prostor, kjer lahko zajemamo gibe, je omejen z vidnim kotom kamer. Zaradi njegove občutljivosti na dnevno svetlobo in vreme ga še niso poskusili uporabiti na skakalnici. Meritve, ki se izvajajo v laboratorijskih okoljih, izvajamo tako, da na športnika namestimo markerje, nato ta izvede prvino. Pozicije so posnete z napako, manjšo od 1 mm.

Poznamo sisteme z aktivnimi (primera: Optotrak, Codamotion) in pasivnimi markerji (primeri: STT, MotionAnalysis, Vicon). Aktivne markerje je potrebno napajati. Športnik mora skupaj z njimi nositi še baterijo. Pasivni sistem uporablja kroglične refleksne markerje.

Nosljivi merilni sistemi

GPS je satelitski navigacijski sistem, ki se uporablja za določanje natančne pozicije senzorja in časa kjerkoli na Zemlji ali v zemeljski tirnici. Sistem lahko uporabimo za določanje trajektorije ali hitrosti športnika. Najcenejši sistemi so nenatančni (10 m–100 m). Sistemi, ki uporabljajo dvojno frekvenčno območje, dosegajo natančnost od 1 m do 2 m. Z dodatno stacionarno enoto in posebnim algoritmom lahko dosežemo natančnosti pod 1 m. Napake so manjše od 0.1 m [31]. Sistem je primeren le za določanje hitrosti in trajektorije športnika. Kinematiko sklepov je s tem sistemom nemogoče določiti.

Fleksibilen goniometer je senzor, ki meri kot med enim in drugim segmentom. Sestavljen je iz dveh trdih delov, ki jih pritrdimo na en in drug segment, ter gibljivega dela med njima. Lahko je električni (primer: Biometrics) ali optični (primer: Measurand). Na podlagi spremembe upornosti ali ukrivljanja svetlobe lahko določi kot v eni ali dveh dimenzijah. Sistem lahko namestimo na športnika in posnamemo kinematične parametre skoka. Shiratsu in Coury [32] sta omenila, da je njihova namestitev zahtevna.

IME (Inercialna merilna enota) je skupek MEMS-senzorjev (mikroelektromehanski sistem) senzorjev, ki merijo gibanje naprave. S pospeškometrom, žiroskopom in magnetometrom merimo pospešek, kotno hitrost ter vektor zemeljskega magnetnega polja. Taki merilniki so se prvič pojavili leta 1990. IME je enostavna za uporabo na terenu in je cenejša kot prej našteti sistemi. Uporabljajo se za analizo gibanja. Pri analizi človeških gibov napravo namestimo na posamezni del telesa. Pri analizi biomehanike smučarskih skokov prinašajo IME nov koncept merjenja. Pospeškometer, nameščen na IME, lahko meri razlike v kapacitivnosti, impedanci ali napetosti, ki jih povzroča gravitacijski in linearni pospešek preko vpete uteži. V stacionarnih razmerah merimo gravitacijski vektor. Če enota prosto pada, je linearni pospešek nasproten gravitacijskemu, merilni rezultat je nič. V stacionarnih razmerah, ko je linearni pospešek zanemarljiv, lahko s pomočjo izmerjenega vektorja pospeška in znane gravitacijske sile izračunamo orientacijo naprave, vendar ne moremo izmeriti rotacije okrog osi gravitacijskega pospeška [33].

Žiroskop uporabljamo za merjenje kotne hitrosti. Na IME imamo nameščen triosni MEMS žiroskop, ki izkorišča Coriolisovo silo pri gibanju predmeta. Če želimo meriti kotno hitrost, je iz enačb o Coriolisovi sili razvidno, da je potrebno senzorski element premikati. Praktične izvedbe najpogosteje uporabljajo vibrirajočo silicijevo ploščico. Senzor sile zaznava le sile, ki se pojavljajo z isto frekvenco, kot vibrira ploščica. Ko senzorju spremenimo položaj za nek kot, naš premik posredno ustvari sile, ki jih največkrat merimo s spremembo kapacitivnosti ali piezoelektričnega učinka [33]. Vibriranje ploščice vnaša v merilni signal plavajoči šum, ki se spreminja s časom, temu pojavu pravimo lezenje signala. Rotacije v prostoru lahko izračunamo s časovno integracijo signala, vendar je rezultat odvisen od velikosti napake, ki jo prinaša lezenje signala, saj jo integriramo skupaj s koristnim signalom.

Magnetometer v IME deluje kot kompas, ki meri zemeljsko magnetno polje. Skozi magnetno odvisne upore ali z izkoriščanjem Hallovega učinka zaznava magnetno polje in meri spremembo upornosti ali napetosti [34]. V bližini feromagnetnih kovin se zemeljsko magnetno polje preusmerja, zato je v bližini le–teh magnetometer nenatančen.

Kot smo že omenili, so IME enostavne za uporabo na skakalnicah ter so cenejše kot nekateri ostali sistemi. Vendar IME zahtevajo pametno obdelavo in analizo signalov za rekonstrukcijo kinematike in dinamike ter za pridobitev ključnih parametrov za oceno pripravljenosti skakalca [35]. Pri izračunu kinematike moramo uporabiti različne tehnike zmanjšanja napake žiroskopov zaradi lezenja signala. V raziskavah se uporabljajo za opazovanje aktivnosti, koordinacije, kinematike sklepov in dinamike. IME so se pred kratkim pojavile tudi v smučarskih skokih za analizo kinematike in dinamike skoka [12–14, 36]. Trenutno so IME pri uporabi v smučarskih skokih omejene z obdelavo podatkov.

2.4.2 Napravi za zajem dinamičnih parametrov

Dinamika se ukvarja s sistemi v ravnovesju. Pojem ravnovesje izhaja iz 1. Newtonovega zakona in opisuje stanje, ko je vsota vseh sil oziroma navorov na neko telo enaka nič. Z

drugimi besedami je del mehanike, ki pod drobnogled jemlje fizikalne veličine, kot sta sila in navor. Veličini, masa in vztrajnost dobita v dinamiki svoj pomen v povezavi z geometrijo, hitrostjo in pospeški telesa.

Pritiskovna plošča

Pritiskovna plošča vsebuje senzorje, ki so postavljeni v oglišča pritiskovne plošče. S spremembo sile in s tem upornosti uporovnih lističev pretvarjamo silo v upornost, možna je tudi pretvorba z izkoriščanjem piezoelektričnega učinka [37]. Z meritvijo sil v ogliščih lahko izrazimo silo na podlago v treh dimenzijah, navor ter točko, ki predstavlja središče pritiska na površino [38]. V smučarskih skokih so zaradi tehničnih omejitev meritve dinamike skoka povečini izvajali v laboratorijih z uporabo standardnih pritiskovnih plošč. S tem so merili simulacijo skoka, kar opisuje avtor članka [39]. Preučevali so moč, eksplozivnost in vzdržljivost s pomočjo pritiskovne plošče.

Zaradi posebnih omejitev na skakalnici so razvili sistem več pritiskovnih plošč, ki so vgrajene v odskočni most zaletišča. Ta tehnologija omogoča merjenje sil na skakalnici, ne da bi motili skakalca pri izvedbi skoka. Omogoča merjenje skoka le v oporni fazi odriva. Ker vgrajevanje teh plošč zahteva posebna gradbena dela na skakalnici, je na svetu le nekaj skakalnic z vgrajeno pritiskovno ploščo [40]. Tak sistem je zelo drag, literatura navaja le analize sil na podlago, ki jo povzroča skakalec [10].

Vložki za merjenje pritiska na podplatu

Vložke za merjenje pritiska na podlago vstavimo v čevelj. Z matriko senzorjev, ki so razporejeni po podplatu, merimo razporejenost pritiska na podlago. Senzorji delujejo na podlagi spremembe upornosti ali kapacitivnosti, prenosni medij je lahko tudi gel. Izračunamo lahko razporeditev sile pritiska, skupno silo na podlago in prijemališče sile. Pri raziskovanju skokov se vložke uporablja za določanje ravnotežja v fazi zaleta, silo odriva v fazi vzleta in silo ob pristanku. Analiza je pokazala, da se uporaba vložkov med vsakodnevnimi treningi ne obnese najbolje. Vzroki za to so različni: i) senzorji ne podajajo kinematičnih veličin, ii) senzorji so občutljivi na udarce, iii) vložki vplivajo na višino lege stopala, kar nekatere skakalce moti.

2.4.3 Ostali pripomočki

Vetrovnik — vetrovni tunel

Vetrovnik je orodje za preučevanje aerodinamike premikajočega se objekta. Turbina na koncu tunela ustvarja močan veter. Sistem je zasnovan tako, da na sredini dolge tube ustvari skoraj homogene razmere. V tok zraka lahko dodajo barvne dime za lažje sledenje poti zraka. Merjeni objekt je lahko opremljen s senzorji. Vetrovnike so sprva uporabljali za analizo aerodinamike letal, vendar so zaradi velikih dimenzij letal predragi za vzdrževanje, nadomestili so jih simulatorji.

V športu, kjer je aerodinamika zelo pomembna, nam vetrovnik pride še kako prav. Aerodinamika se je izkazala za zelo pomemben dejavnik pri skoraj vsakem športu, kjer se od športnika zahteva optimalen gib določene prvine in njegova oprema deluje v interakciji z zrakom. Med te športe spadajo razni športi z žogo (primeri: golf, baseball, nogomet, ragbi, tenis), atletika, športi na prostem (primeri: smučanje, skoki, smučarski teki, kolesarjenje) ter razni moto športi.

Slabša aerodinamika se lahko kaže v napačni poti žogice oz. športnik lahko izgublja hitrost. Ko iščemo najboljšo opremo, obliko, material in/ali položaj športnika, je vetrovnik zelo priročen, ker lahko učinek vidimo takoj [19]. Tako lahko optimiziramo izvedbo prvine v nadzorovanih pogojih.

Elektromiografski sistemi

Gre za merjenje in analizo mikro električnih signalov, nastalih kot akcijski potencial okoli membrane mišičnih vlaken [41]. V smučarskih skokih se EMG (Elektromiogram) uporablja za prepoznavo aktivacije mišice, koordinacijske vzorce in primerjavo skoka na skakalnici ter simulacijo odskoka. Glavno slabost sistema predstavlja električna povezava elektrod s centralno enoto. Brezžična povezava elektrod bi znatno povečala zanimanje za uporabo takega sistema pri smučarskih skokih. Tak sistem še vedno ne more biti samostojen za oceno pripravljenosti skakalca.

2.4.4 Modeliranje

Programski paket HuMAnS (Humanoid Motion Analysis and Simulation) je bil razvit v raziskovalne namene v humanoidni robotiki. Vključuje tudi biomehanski model celotnega človeškega telesa [42]. Z njim lahko modeliramo, analiziramo in simuliramo tako humanoidne kot človeške gibe. Programski paket je odprtokoden. HuMAnS biomehanični model deluje na osnovi dinamične enačbe:

$$\mathbf{B}(\boldsymbol{q})\ddot{\boldsymbol{q}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{q},\dot{\boldsymbol{q}}) + \mathbf{G}(\boldsymbol{q}) = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau} \\ 0 \end{bmatrix} + \mathbf{J}^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{q})\boldsymbol{\lambda}$$
(2.6)

kjer vektor \boldsymbol{q} predstavlja orientacijo sklepov, $\dot{\boldsymbol{q}}$ vektor kotne hitrosti sklepov in $\ddot{\boldsymbol{q}}$ vektor kotnega pospeška sklepov. **B** predstavlja vztrajnostno matriko, **C** matriko Coriolisovih ter centrifugalnih prispevkov, **G** prispevke gravitacije, $\boldsymbol{\tau}$ vektor navorov v sklepih, ki ga ustvarijo mišice, **J** Jacobijevo matriko in $\boldsymbol{\lambda}$ vektor sil zadnjega segmenta v dotiku z okolico.

OpenSim je odprtokodni program, namenjen modeliranju, simulaciji in analizi mišično– skeletnega sistema. Program je bil zasnovan leta 2007 na univerzi Stanford [43]. Osnova vsake analize v programu OpenSim je model opazovanega objekta, ki je zgrajen na podlagi diferencialnih enačb, ki opisujejo dinamiko segmentov, mišic ter geometrijo telesa. Iz prej izmerjene kinematike vnesemo podatke v program in analiziramo. Nadaljnja analiza omogoča ocenitev parametrov, ki jih ne moremo neposredno meriti (obremenitev sklepov, akcije posameznih mišic, prispevek mišic h gibanju) [44].

Avtorji članka [45] so razvili simulacijsko programsko opremo AnyBody Modeling System. Program simulira mišično skeletni sistem živih bitij. Inverzna dinamična analiza sestavlja glavno značilnost sistema, ki razrešuje temeljne nedoločnosti mišične konfiguracije. V program lahko vpeljemo zunanje izmerjene signale, kot so obremenitve in gibanje, s čimer se zagotavlja popolno zbirko robnih pogojev za analizo prvine.

Sasaki et al. [46] so iz video posnetka pridobili kinematiko šestih skakalcev. Načrtali so dinamični model na osnovi Newton–Eulerjeve inverzne dinamike. Navajajo, da energija, ki se sprošča v sklepih, povzroča gibanje in prehod skupne energije iz zgornjega dela telesa v spodnji del. Največ moči se sprosti v kolku in kolenu. Skakalec se pri odskoku odrine in skupno težišče premakne navzgor. Takrat na skakalca deluje reakcijska sila tal. Na koncu so izračunali mehansko moč posameznega sklepa po enačbi:

$$P_i = \boldsymbol{M}_i \boldsymbol{\omega}_i \tag{2.7}$$

kjer P_i predstavlja mehansko moč, M_i navor ter $\boldsymbol{\omega}_i$ kotno hitrost *i*-ega sklepa.

POGLAVJE 3 Nosljiv merilni sistem

Sistem za analizo smučarskih skokov vključuje 10 inercialnih merilnih enot (IME), ki so bile razvite v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani [47]. Vsaka enota vsebuje 3D pospeškometer (± 8 g) z nizkoprepustnim filtrom 400 Hz in 3D žiroskop ($\pm 1000^{\circ}/s$) z nizkoprepustnim filtrom pri 256 Hz. Vsaka enota signale iz senzorjev



Slika 3.1: Nosljiv merilni sistem 10 merilnih enot in postavitev le-teh na smučarskem skakalcu

zajema s frekvenco 400 Hz in jih shranjuje na spominsko kartico. Na smučeh sta dve merilni enoti ter po ena enota na vsaki goleni, stegnu in nadlahti. Na trup skakalca smo namestili

po dve enoti. Posamezna enota je skupaj z baterijo vgrajena v namensko ohišje, ki ga s trakci namestimo na segmente skakalca. Pozicija enot je prikazana na Sliki 3.1. Na začetku intervala zajemanja podatkov je glavna brezžična enota, priključena na računalnik, poslala brezžični signal, ki je sinhroniziral enote za sočasni zajem podatkov. Shranjevanje podatkov se samodejno ustavi po 20 s. Po končanem treningu podatke brezžično prenesemo iz enot na računalnik za nadaljnjo analizo. Pri merjenju na prostem uporabimo za referenčno meritev pritiskovno ploščo, vgrajeno v zadnji del zaletišča skakalnice, ter video kamero, ki zajema 50 slik na sekundo.



Procesiranje podatkov je izvedeno sistematično po korakih, kot prikazuje Slika 3.2.

Slika 3.2: Potek procesiranja merilnih signalov. (A1) Pridobitev signalov iz inercialnih merilnih enot. (A2) Izmerimo skakalčeve antropometrične podatke in mere opreme. (A3) Merjenje reakcijske sile tal (GRF) z vgrajeno pritiskovno ploščo. Izračun (B1) Kinematičnih in (B2) antropometričnih parametrov. (C1) Izračun skakalčevega skeletnega modela.

3.1 Kalibracijski postopek

Pri nameščanju merilne enote na skakalca njenega lokalnega koordinatnega sistema (KS) ne moremo točno poravnali z anatomskim KS dela telesa (hrbet, golen, stegno). Da naredimo sistem neodvisen od namestitve enot na segmente telesa, izvedemo kalibracijski postopek: najprej skakalca prosimo, naj 5 s stoji pri miru. Iz povprečne vrednosti vektorjev pospeškov v tej poziciji določimo inferiorno–superiorno os (gravitacijski pospešek), dobimo lokalne x osi KS segmentov (S_x). Nato prosimo skakalca, naj miruje in se zravnano uleže za 5 s. Iz povprečne vrednosti vektorjev pospeškov v tej poziciji določimo posteriorno–anteriorno os, dobimo lokalne y osi KS segmentov (S_y). Rotacijsko matriko senzor–na–telo izračunamo iz povprečnih vrednosti signalov pospeškometrov po že omenjenem postopku. Bolj podroben opis je razložen v študiji [48]. To velja le za orientacijo senzornih signalov, kjer smo izrazili pospeške in kotno hitrost relativno na anatomski KS segmentov telesa. Za določitev pospeška in kotne hitrosti težišč segmentov uporabimo enačbi (3.1) in (3.2):

$$\ddot{\boldsymbol{p}}_{S_M} = \ddot{\boldsymbol{p}}_{S_{IMU}} + \boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}} \times \boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}} \times \boldsymbol{r}_{S_{IMU \to M}} + \dot{\boldsymbol{\omega}}_{S_{IMU}} \times \boldsymbol{r}_{S_{IMU \to M}}$$
(3.1)

$$\boldsymbol{\omega}_{S_M} = \boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}} \tag{3.2}$$

kjer *S* predstavlja segment telesa; $\boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}}$ in $\boldsymbol{\omega}_{S_M}$ vektor kotne hitrosti senzorja in težišča segmenta; $\dot{\boldsymbol{\omega}}_{S_{IMU}}$ vektor kotnega pospeška senzorja na segmentu, določenega z numeričnim odvajanjem $\boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}}$; $\ddot{\boldsymbol{p}}_{S_{IMU}}$ in $\ddot{\boldsymbol{p}}_{S_M}$ vektor pospeška senzorja in težišča segmenta; in $\boldsymbol{r}_{S_{IMU}\to M}$ dolžinski vektor med senzorjem in težiščem segmenta v lokalnem KS segmenta.

Izmerjeni vektor pospeška je kombinacija gravitacijskega pospeška in dinamičnega pospeška, ki ga povzroča gibanje skakalca, kar opišemo z naslednjo enačbo:

$$\ddot{\boldsymbol{p}}_{S_{IMU}} = \ddot{\boldsymbol{p}}_{din} - \boldsymbol{g}_0 \tag{3.3}$$

3.2 Kinematični model

Orientacije KS smuči, goleni, stegna, in segmenta HAT (trup z rokami in glavo, ang. Head Arms and Trunk) relativno na globalni koordinatni sistem (GKS) izračunamo za celoten potek vsakega skoka. Postopek začnemo z izračunom začetne orientacije vsakega segmenta glede na GKS (razloženo v Poglavju 3.2.1). Sledi integracija kotnih hitrosti segmentov v enotski kvaternion, dobimo časovni potek sprememb orientacij (razloženo v Poglavju 3.2.2). V Poglavju 3.2.3 opisujemo določitev orientacije segmentov v 3D prostoru iz začetne orientacije in časovnih sprememb orientacij segmentov.

3.2.1 Začetna orientacija

Začetno orientacijo izračunamo med zaletom, kjer imajo vsi segmenti in smuči primerljive pospeške. Smuči so vzporedne na smučino, katere naklon poznamo. Tako poznamo tudi

sagitalni naklon smuči. Orientacije segmentov v sagitalni osi glede na smuči izračunamo po naslednji enačbi:

$$\cos\varphi_{S\to ski} = \frac{\ddot{\boldsymbol{p}}_S \cdot \ddot{\boldsymbol{p}}_{ski}}{|\ddot{\boldsymbol{p}}_S| \cdot |\ddot{\boldsymbol{p}}_{ski}|}$$
(3.4)

kjer sta \ddot{p}_S in \ddot{p}_{ski} povprečna vektorja pospeška segmenta in smuči, medtem ko je skakalec v ravnem delu zaletišča, in $\varphi_{S \to ski}$ predstavlja kot med smučmi in segmentom *S*. Tem orientacijam moramo prišteti orientacijo naklona, da dobimo začetne orientacije segmentov okoli *Z* osi GKS.

3.2.2 Integracija rotacijskih hitrosti v enotski kvaternion

Pred vsakim skokom smo skakalca prosili, naj stoji pri miru 5 s. Povprečno vrednost vektorja kotne hitrosti iz vsake merilne enote uporabimo za izračun lezenja merilnega signala vsake osi posebej za vsak žiroskop v stacionarnem stanju (razlaga v Poglavju 2.4.1 na strani 21). Pred vsakim integriranjem kotne hitrosti signalom odštejemo pripadajoči odmik. Sledi integracija rotacijskih hitrosti v enotski kvaternion po postopku, kot sta ga opisala Betsch in Siebert [49] v svoji študiji. Začetno orientacijo enotskega kvaterniona ob prvi iteraciji računanja za vsak segment posebej definiramo kot ničelni vektor — računamo relativne spremembe v orientaciji segmentov.

3.2.3 Orientacija segmentov v Eulerjevih kotih

Enotski kvaternion, ki opisuje spremembe orientacij segmentov, pretvorimo v Eulerjeve kote. Z Eulerjevimi koti predstavimo prostorsko orientacijo posameznega segmenta s sestavo vrtenj iz GKS. V našem primeru prvi kot predstavlja orientacijo segmenta okoli Z osi GKS, sledi orientacija okoli Y osi GKS ter orientacija okoli X osi GKS. Orientaciji okoli Z osi prištejemo začetne vrednosti kotov segmentov. Orientaciji okoli Y in X osi prištejemo ali odštejemo razliko v orientaciji od 0° v trenutku, ko smo določili začetno orientacijo segmentov.

3.3 Inverzni Newton–Eulerjev dinamični model

3.3.1 Antropometrični parametri

Za modela rabimo antropometrične parametre vsakega segmenta, kot so: masa segmenta (m_S) , pozicija težišča segmenta (T_S) , dolžina segmenta (l_S) in vztrajnostna matrika segmenta (I_S) . Te podatke pridobimo iz statistične tabele, ki temelji na višini, teži in spolu skakalca [50]. Masa m_{hat} je seštevek vseh mas segmentov zgornjega dela telesa; m_{st} je seštevek mas obeh stegen; masa m_{go} je seštevek mas obeh goleni in m_{ski} je seštevek mas obeh smuči in stopal. Po enakem postopku izračunamo nove pozicije težišč segmentov modela, kot smo to storili za mase. Vztrajnostno matriko za vsak segment v sagitalni ravnini izračunamo po Huygens–Steinerjevem teoremu [51].

3.3.2 Skakalčev model togih teles

Model skakalca je definiran kot večsegmentni sistem togih teles s konstantno maso. Segmenti so med seboj povezani s pomočjo idealnih sklepov. Vsak segment obravnavamo kot samostojno telo [52]. Gibanje sistema opišemo z Newton–Eulerjevo inverzno dinamično analizo, ki temelji na treh osnovnih dejstvih:

- 1. Vsaka akcija ima za posledico enako nasprotno usmerjeno reakcijo.
- 2. Vsota vseh sil, ki delujejo na telo, je enaka spremembi gibalne količine telesa.
- 3. Vsota vseh navorov, ki delujejo na telo, je enaka spremembi vrtilne količine telesa.

Enačbi (3.5) in (3.6) ter Slika 3.3 predstavljajo ravnotežje sil F in navorov M, izraženo v lokalnih KS segmentov.

$$\sum \boldsymbol{F} = m \boldsymbol{\ddot{p}}_c \tag{3.5}$$

$$\sum \boldsymbol{M} = \boldsymbol{I} \boldsymbol{\dot{\omega}} \tag{3.6}$$

S kombiniranjem enačb (3.1) in (3.3) lahko poenostavimo enačbo (3.5) za model, ki je opisan s Sliko 3.3. Pri poenostavitvi sistema enačb smo imeli v mislih tehnološko delovanje pospeškometra, ki meri dinamični pospešek in gravitacijo (enačba (3.3)). Poenostavitev je zapisana z naslednjo enačbo:

$$m_S(\ddot{\boldsymbol{p}}_{c_S} - \boldsymbol{g}_0) = m_S \ddot{\boldsymbol{p}}_{S_M} \tag{3.7}$$

kjer je m_S masa segmenta, \boldsymbol{g}_0 vektor gravitacijskega pospeška, $\boldsymbol{\ddot{p}}_{c_S}$ vektor linearnega

pospeška težišča segmenta in $\ddot{p}_{S_{COM}}$ izračunan vektor pospeška težišča segmenta na osnovi enačb (3.1) in (3.3).

Končni skakalčev model togih teles iz Slike 3.3 z upoštevanjem enačb (3.5), (3.6) in (3.7) lahko zapišemo kot sistem ravnovesnih enačb. Sistem enačb zapišemo za vsak segment (stopala, goleni, stegna in HAT) posebej z naslednjimi enačbami, ki veljajo v lokalnih KS segmentov:

$$\boldsymbol{F}_{GRF} - \boldsymbol{F}_{gl} = m_{ski} \boldsymbol{\ddot{p}}_{ski_M} \tag{3.8}$$

$$\boldsymbol{F}_{gl} - \boldsymbol{F}_{ko} = m_{go} \boldsymbol{\ddot{p}}_{go_M} \tag{3.9}$$

$$\boldsymbol{F}_{ko} - \boldsymbol{F}_{kl} = m_{st} \, \boldsymbol{\ddot{p}}_{st_M} \tag{3.10}$$

$$\boldsymbol{F}_{kl} = m_{hat} \, \boldsymbol{\ddot{p}}_{hat_M} \tag{3.11}$$

$$\boldsymbol{r}_{c_{ski},GRF} \times \boldsymbol{F}_{GRF} - \boldsymbol{M}_{gl} - \boldsymbol{r}_{c_{ski},gl} \times \boldsymbol{F}_{gl} = \boldsymbol{I}_{ski} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{ski}$$
(3.12)

$$\boldsymbol{M}_{gl} + \boldsymbol{r}_{c_{go},gl} \times \boldsymbol{F}_{gl} - \boldsymbol{M}_{ko} - \boldsymbol{r}_{c_{go},ko} \times \boldsymbol{F}_{ko} = \boldsymbol{I}_{go} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{go}$$
(3.13)

$$\boldsymbol{M}_{ko} + \boldsymbol{r}_{c_{st},ko} \times \boldsymbol{F}_{ko} - \boldsymbol{M}_{kl} - \boldsymbol{r}_{c_{st},kl} \times \boldsymbol{F}_{kl} = \boldsymbol{I}_{st} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{st}$$
(3.14)

$$\boldsymbol{M}_{kl} + \boldsymbol{r}_{c_{hat},kl} \times \boldsymbol{F}_{kl} = \boldsymbol{I}_{hat} \, \boldsymbol{\dot{\omega}}_{hat} \tag{3.15}$$

Ko v modelu upoštevamo tudi smuči, predstavlja kot gležnja kot med golenjo in smučmi. Segment stopala obravnavamo kot segment stopala s smučmi. Opisi parametrov, ki jih uporabljamo na Sliki 3.3 in v enačbah (3.8) do (3.15), so podani v Tabeli 3.1.

Integracija pritiska zraka po posameznem segmentu tvori aerodinamično silo, ki jo razdelimo na komponento zračnega upora in vzgona, ki deluje v težišču posameznega segmenta in ne prispeva k skupnemu navoru, ker nima ročice [17]. V primeru, ko želimo v modelu upoštevati tudi silo upora v zaletni fazi, leto vpeljemo v enačbe (3.8), (3.9), (3.10) in (3.11). Vzgon v skakalnem počepu zanemarimo. Silo upora izračunamo po enačbi (2.1) za vsak segment posebej in jo preračunamo v lokalni KS segmenta.

3.3.3 Rekurzivni postopek izračuna sil in navorov v sklepih

Newton–Eulerjeva inverzna dinamična analiza temelji na rekurzivnem postopku izračuna sil in navorov v sklepih več segmentnih struktur. Rekurzivni postopek začnemo pri prvem segmentu, ki je ponavadi v stiku z okolico in se nadaljuje do zadnjega segmenta v verigi.



Slika 3.3: Rekurzivni Newton–Eulerjev inverzni dinamični model smučarskega skakalca. Rekurzivni postopek začnemo z izračunom spremenljivk segmenta i in nadaljujemo z izračunom neznanih spremenljivk sklepa i + 1. Tako računamo v korakih do zadnjega segmenta.

Tabela 3.1: Opisi parametrov Newton–Eulerjeve inverzne dinamične analize, ki veljajo v lokalnih koordinatnih sistemih segmentov

SIMBOL	Opis
c_i	lokacija težišča segmenta i
m_i	masa segmenta i
I_i	inercialna matrika segmenta i v težišču segmenta i
$r_{c_{i},i}, r_{c_{i},i+1}$	vektor iz težišča segmenta <i>i</i> do sklepa <i>i</i> ali $i + 1$
$\ddot{\boldsymbol{p}}_{S_{iM}}$	vektor pospeška težišča segmenta i z upoštevanjem vektorja gravitacijskega
	pospeška
$\boldsymbol{\omega}_i, \dot{\boldsymbol{\omega}}_i$	kotna hitrost in pospešek <i>i</i> -tega KS
\boldsymbol{F}_i	reakcijska sila v sklepu segmenta i
\boldsymbol{M}_i	navor v sklepu segmenta i
gl, ko, kl	oznake sklepov (gleženj, koleno in kolk)
ski, go, st, hat	oznake segmentov (smuči-stopalo, golen, stegno in trup z rokami in glavo)
GKS	globalni koordinatni sistem

Zunanje sile in navori na segmente lahko delujejo kjer koli v verigi. Sile moramo poznati, izračunati ali izmeriti. Kinematična veriga je pri skakalcu sestavljena iz njegovih okončin (leva noga, desna noga, trup z rokami in glavo). Ravninski model je prilagojen na segmente:

smuči–stopalo, golen, stegno in HAT. Tako lahko obravnavamo vsak segment kot samostojno telo [52]. V rekurzivnem postopku se napaka povečuje z vsakim dodanim segmentom. Napake pri rekurzivnem izračunu ne moremo enakomerno porazdeliti, vsak naslednji segment ima napako iz prejšnjega. Pri iskanju najmanjšega vpliva napake smo vključili tri različne kinematične verige za izračun sil in navorov, ki temeljijo na skakalčevem modelu. Te metode so: od spodaj–navzgor, od zgoraj–navzdol in združena. Na podlagi izsledkov, ki so opisani v Poglavju 4, smo se odločili, da uporabimo na skakalnici zadnjo združeno metodo, kjer računamo sile v sklepih od zgoraj–navzdol in navore v sklepih od spodaj–navzgor.

Zunanje sile na segmentu smuči–stopalo niso znane. Predpostavimo tudi, da na segment HAT ne delujejo nobene zunanje sile razen sile teže. Nato izračunamo sile po vrsti, začnemo s segmentom HAT in nadaljujemo do segmenta smuči–stopalo (F_{kl} , F_{ko} , F_{gl} in F_{GRF}). Sledi izračun navorov v obratni smeri (M_{gl} , M_{ko} in M_{kl}). Sistem enačb od (3.8) do (3.15) rešujemo po združeni metodi po naslednjem postopku:

- Iz enačbe (3.11) izračunamo *F_{kl}*; *m_{hat}* je konstanta; *ṗ_{hat_M}* pridobljen z IME. *F_{kl}* je izračunana v lokalnem KS HAT.
 F_{kl} = *m_{hat} ṗ_{hat_M}*
- 2. Iz enačbe (3.10) izračunamo \boldsymbol{F}_{ko} ; \boldsymbol{F}_{kl} transformiramo iz KS HAT v KS stegna z rotacijsko matriko $\boldsymbol{R}_{hat}^{st}$; m_{st} je konstanta; $\boldsymbol{\ddot{p}}_{st_M}$ je pridobljen z IME. \boldsymbol{F}_{ko} je izračunana v lokalnem KS stegna.

$$\boldsymbol{F}_{ko} = m_{st} \, \boldsymbol{\ddot{p}}_{st_M} + \boldsymbol{R}_{hat}^{st} \, \boldsymbol{F}_{kl}$$

3. Iz enačbe (3.9) izračunamo \boldsymbol{F}_{gl} ; \boldsymbol{F}_{ko} transformiramo iz KS stegna v KS goleni z rotacijsko matriko \boldsymbol{R}_{st}^{go} ; m_{go} je konstanta; $\boldsymbol{\ddot{p}}_{go_M}$ je pridobljen z IME. \boldsymbol{F}_{gl} je izračunana v lokalnem KS goleni.

 $\boldsymbol{F}_{gl} = m_{go} \boldsymbol{\ddot{p}}_{go_M} + \boldsymbol{R}_{st}^{go} \boldsymbol{F}_{ko}$

4. Iz enačbe (3.8) izračunamo \mathbf{F}_{GRF} ; \mathbf{F}_{gl} transformiramo iz KS goleni v KS stopala z rotacijsko matriko \mathbf{R}_{go}^{ski} ; m_{ski} je konstanta; $\ddot{\mathbf{p}}_{ski_M}$ je pridobljen z IME. \mathbf{F}_{GRF} je izračunana v lokalnem KS stopala.

$$\boldsymbol{F}_{GRF} = m_{ski} \boldsymbol{\ddot{p}}_{ski_M} + \boldsymbol{R}_{go}^{ski} \boldsymbol{F}_{gl}$$

5. Iz enačbe (3.12) izračunamo \boldsymbol{M}_{gl} ; \boldsymbol{F}_{GRF} ni izmerjena s pritiskovno ploščo, temveč je izračunana po prejšnjem koraku in je že izražena v KS stopala; \boldsymbol{F}_{gl} transformiramo iz

KS goleni v KS stopala z rotacijsko matriko \mathbf{R}_{go}^{ski} ; $\dot{\boldsymbol{\omega}}_{ski}$ je pridobljen z IME. $\boldsymbol{r}_{c_{ski},GRF}$ je izračunan od konca prstov do težišča stopala. $\boldsymbol{r}_{c_{ski},GRF}$, $\boldsymbol{r}_{c_{ski},GRF}$, in \boldsymbol{I}_{ski} so konstante. \boldsymbol{M}_{gl} je izračunan v lokalnem KS stopala.

 $\boldsymbol{M}_{gl} = \boldsymbol{r}_{c_{ski},GRF} \times \boldsymbol{F}_{GRF} - \boldsymbol{r}_{c_{ski},gl} \times \boldsymbol{R}_{go}^{ski} \boldsymbol{F}_{gl} - \boldsymbol{I}_{ski} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{ski}$

- 6. Iz enačbe (3.13) izračunamo \boldsymbol{M}_{ko} ; \boldsymbol{F}_{gl} je že izražen v KS goleni; \boldsymbol{M}_{gl} transformiramo iz KS stopala v KS goleni z rotacijsko matriko $\boldsymbol{R}_{ski}^{go}$; \boldsymbol{F}_{ko} transformiramo iz KS stegna v KS goleni z rotacijsko matriko \boldsymbol{R}_{sf}^{go} ; $\dot{\boldsymbol{\omega}}_{go}$ je pridobljen z IME. $\boldsymbol{r}_{cgo,gl}$, $\boldsymbol{r}_{cgo,ko}$ in \boldsymbol{I}_{go} so konstante. \boldsymbol{M}_{ko} je izračunan v lokalnem KS goleni. $\boldsymbol{M}_{ko} = \boldsymbol{R}_{ski}^{go} \boldsymbol{M}_{gl} + \boldsymbol{r}_{cgo,gl} \times \boldsymbol{F}_{gl} - \boldsymbol{r}_{cgo,ko} \times \boldsymbol{R}_{st}^{go} \boldsymbol{F}_{ko} - \boldsymbol{I}_{go} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{go}$
- 7. Iz enačbe (3.14) izračunamo *M_{kl}*; *F_{ko}* je že izražen v KS stegna; *M_{ko}* transformiramo iz KS goleni v KS stegna z rotacijsko matriko *Rst_{go}*; *F_{kl}* transformiramo iz KS HAT v KS stegna z rotacijsko matriko *Rst_{HAT}*; *\varphi_{st}* je pridobljen z IME. *r_{cst,ko}*, *r_{cst,hip}* in *I_{st}* so konstante. *M_{kl}* je izračunan v lokalnem KS stegna. *M_{kl}* = *Rst_{go}M_{ko}* + *r_{cst,ko}* × *F_{ko} r_{cst,kl}* × *Rst_{HAT}F_{kl} I_{st} <i>\varphi_{st}*

3.4 Zaznava dogodkov skoka

Iz neobdelanih signalov pospeškometra in žiroskopa, preračunanih na KS težišč segmentov, lahko iz vzorcev signalov zaznamo posamezne dogodke skoka. Zaznamo trenutek, ko se je skakalec začel peljati po krivulji zaletišča, ko je zapeljal po odskočni mizi, začetek odriva, odriv, konec odriva, trenutek, ko je skakalec zaključil fazo vzpostavitve optimalnega položaja za let, začetek pristanka, pristanek in konec pristanka. Kdaj skakalec prevozi črto, ki označuje mesto padcev, ne moremo zaznati.

Dogodke zaznamo na podoben način, kot so jih opisali Chardonnens et al. [12]. Signale filtriramo z nizkoprepustnim filtrom (Savitzky–Golay filter prvega reda; širine 0,1 s). Začetek odriva identificiramo kot začetek vrha krivulje medialno–lateralne kotne hitrosti stegna. Odskok identificiramo kot maksimalni pospešek goleni v inferiorno–superiorni osi. Konec odriva identificiramo kot konec vrha medialno–lateralne kotne hitrosti kolenskega sklepa. Konec vzpostavitve položaja za let identificiramo kot konec vrha kotne hitrosti stegna. Začetek pristajanja identificiramo kot začetek vrha kotne hitrosti kolka v medialno– lateralni osi. Doskok identificiramo kot odskok — maksimalni pospešek goleni v inferiorno– superiorni osi od časa po začetku pristajanja. Konec doskoka identificiramo kot konec vrha kotne hitrosti smuči.

Da povečamo robustnost in naredimo algoritem, odporen na šume, uporabimo tehniko prilaganja točk na krivuljo po Lorentzianovi funkciji [53]. Funkcijo opišemo z enačbo (3.16):

$$L(t) = \frac{H\rho}{(t - t_c)^2 + \rho^2}$$
(3.16)

kjer je *t* čas, t_c čas, kjer je najvišji vrh, *H* vrednost vrha in ρ polovična širina vrha pri polovični amplitudi. Z detekcijo vrhov razberemo najvišjega in s tem določimo vrednost *H*. Pri polovični vrednosti vrha izračunamo širino pulza in jo delimo na pol, dobimo ρ . Čas t_c poznamo, saj vemo, v katerem trenutku nastopi *H*. Ostane nam še, da določimo mejne vrednosti na novo rekonstruiranega pulza po enačbi (3.16), ob kateri mejni vrednosti povezujemo začetek ali konec vrha pulza, ki predstavljata iskan dogodek. Slika 3.4 prikazuje Lorentzianovo funkcijo na primeru kotne hitrosti stegna.

Prikazali smo, kako iz podatkov nosljivega merilnega sistema zaznamo ključne časovne dogodke skoka. Zaznani dogodki so predstavljeni na Sliki 3.5, kjer so poleg označenih časovnih dogodkov predstavljeni tudi nekateri poteki kotov v sklepih oz. segmentov skakalca skozi celoten potek skoka. Na sliki je označen tudi skakalčev stik s podlago. Izračuni predstavljenih kinematičnih parametrov so opisani v Poglavju 3.5.



Slika 3.4: Graf Lorentzianove funkcije na primeru kotne hitrosti stegna. Na sliki sta H vrednost najvišjega vrha in ρ polovična širina pulza na 50 % najvišjega vrha.



Slika 3.5: Časovna razdelitev skoka na faze iz podatkov nosljivega merilnega sistema. Na vrhu grafa so označene zaznane faze skoka. Graf prikazuje časovni potek orientacij naslednjih kotov: naklon smuči glede na horizont, kot v gležnju, kot v kolenu in kot v kolku. V ozadju grafa je animirana rekonstrukcija skoka. Spodaj so posebej označeni časi odriva, vzpostavitve optimalnega položaja za let in čas pristanka.

3.5 Kinematični parametri

Po opisanem postopku v Poglavju 3.2 smo izračunali kinematične parametre posameznih segmentov telesa, ti so: translacijski pospeški, orientacije, kotne hitrosti in kotni pospeški glede na horizont, ki je poravnan s KS skakalnice. Iz medsebojnih relacij izračunamo medsebojne kote — kot so koti v sklepih. Iz več sklepnih kotov in antropometričnih podatkov določimo končne položaje sklepov, tako lahko tudi izrazimo kot tetive nog in tetive skakalca ter aerodinamična indeksa skakalca in smuči. Na Sliki 3.6 in Sliki 3.7 so prikazani omenjeni koti in indeksi.



Slika 3.6: Relacije kotov na skakalcu (1. del): φ_{ra} kot med roko in trupom, φ_{kl} kot v kolku, φ_{ka} kot v kolenu in φ_{el} kot v gležnju.

3.6 Določitev aerodinamičnih sil med letom

Aerodinamična sila je že opisana v Poglavju 2.1. V tem poglavju predstavljamo drugačen pristop merjenja aerodinamične sile. Med stabilnim letom sistem (skakalec s smučmi) opravlja translacijski premik, znotraj sistema so prisotni tudi manjši relativni premiki med smučmi in deli telesa skakalca. Na trupu sta nameščeni dve IME, ki sta najmanj izpostavljeni zračnim trenjem. Signal pospeškometra, pridobljen iz teh dveh IME, preračunamo v GKS in ga uporabimo za izračun aerodinamične sile. Pospešek trupa filtriramo s filtrom (povprečje signala z oknom 0,5 s), da se znebimo motenj zaradi zračnega trenja. Po 2. Newtonovem zakonu določimo aerodinamično silo leta z množenjem pospeška in teže sistema skakalec– smuči–oprema po enačbi:

$$\boldsymbol{F}_{A}(t) = m \left(\ddot{\boldsymbol{p}}(t) - \boldsymbol{g}_{0} \right) \tag{3.17}$$



Slika 3.7: Relacije kotov na skakalcu (2. del): φ_{TR} naklon trupa na horizont, φ_{AT} kot tetive skakalca na horizont oz. kot napada, φ_{NO} naklon tetive nog na horizont, φ_{SKI} naklon smuči na horizont, h_{AT} aerodinamični indeks skakalca in h_{SKI} aerodinamični indeks smuči.

kjer je F_A aerodinamična sila leta ob določenem času, *m* masa sistema, g_0 komponenta gravitacije in \ddot{p} pospešek skakalca. Pridobljeni vektor aerodinamične sile je izražen v GKS. Ko se skakalec vozi po zaletišču, je njegova trajektorija premika znana, silo vzgona in zračnega upora razdelimo, kot je označeno na Sliki 2.2. Ko skakalec leti, njegove trajektorije leta ne moremo določiti z inercialnimi enotami, silo zračnega upora in vzgona izrazimo na K-točko skakalnice [54]. Transformacijo sil v KS skakalnice v K-točki izvedemo, kot je označeno na Sliki 3.8, kjer je Y' os vzporedna z naklonom skakalnice in X' os pravokotna na tangento doskočišča. Podoben izračun so predstavili Chardonnens et al. [14] v svojem delu.



Slika 3.8: Transformacija aerodinamične sile v koordinatni sistem skakalnice v K-točki, kjer so: F_A - aerodinamična sila, F_D - sila upora in F_L - sila vzgona.

Poglavje 4 Validacija delovanja algoritma v laboratorijskem okolju

Na podlagi enačb od 3.8 do 3.15 izračunamo sile in navore v sklepih po treh različnih metodah: od spodaj–navzgor, od zgoraj–navzdol in združena metoda. Metoda od spodaj–navzgor bo referenčna metoda za izračun sil in navorov v sklepih, ker lahko v enačbi 3.8 upoštevamo reakcijsko silo tal, ki jo izmerimo s pritiskovno ploščo. Na skakalnici informacije o reakcijski sili tal nimamo, s pomočjo metode od zgoraj–navzdol in združene metode bomo to silo računali.

4.1 Merilni protokol

Pri preizkusu merilnega sistema v laboratoriju so sodelovali štirje skakalci – mladinci, stari $(19,0\pm4,0)$ let, visoki $(1,78\pm0,06)$ m in težki $(60,0\pm7,0)$ kg (povprečna vrednost \pm standardna deviacija (SD)). Na vsakega skakalca smo namestili 8 IME in 18 markerjev opto– elektronskega sistema, ki so zajemali kinematiko skoka. Prosili smo jih, naj izvedejo simulacijo odskoka na pritiskovni plošči. Vsak skakalec je izvedel od 3 do 6 simulacijskih skokov, skupno 20 skokov. Prenosni merilni in referenčni sistem smo sinhronizirali z zunanjim signalom, IME so zajemale podatke s 400 Hz, referenčni sistem s 100 Hz. Celoten preizkus smo posneli še z video kamero.

4.2 Rezultati

Po prej opisanem postopku smo pridobili orientacije segmentov glede na horizontalo (trupa, stegna, goleni in smuči). Iz orientacij segmentov smo pridobili kote v kolku, kolenu ter kot v gležnju. Slika 4.1 prikazuje primerjavo orientacij in kotnih hitrosti segmentov telesa (trupa, stegna in goleni) med optičnim sistemom in prenosnim sistemom, merjeno v laboratoriju.

Na Sliki 4.2 grafi a-c prikazujejo primerjavo izračunanih sil v sklepih, normaliziranih na



Slika 4.1: Primerjava orientacije (a–c) in kotne hitrosti (d–f) segmentov telesa, pridobljene iz optičnega sistema in iz nosljivega sistema. Na grafih so signali enega od skakalcev. Modra označuje signale iz nosljivega sistema, oranžna prikazuje signale iz optičnega sistema.

težo telesa (TT) po metodi od spodaj–navzgor (referenčna) in zgoraj–navzdol. Grafi prikazujejo sile v treh sklepih. V fazi mirovanja se sile ujemajo, razlike so majhne. Med fazo odriva se koren kvadrata povprečne napake povečuje (RMSE). RMSE sil v gležnju, kolenu in kolku so takrat $(58,1\pm13,2)$ N, $(54,9\pm12,3)$ N in $(43,5\pm9,2)$ N. Izračunana odstopanja (razlike med maksimalno napako in referenčno vrednostjo) za sile v gležnju, kolenu in kolku so $(9,7\pm1,4)$ %, $(10,3\pm1,5)$ % in $(11,2\pm1,3)$ %.

Na Sliki 4.2 grafi d–f prikazujejo primerjavo izračunanih navorov v sklepih, normalizirane na telesno težo in višino (TT TV) po metodi od spodaj-navzgor (referenčna), zgorajnavzdol in združeni. Metoda od zgoraj–navzdol nima informacij o zunanjih silah, metoda od spodaj–navzgor pa te informacije ima, tako je verjetnost pravega rezultata po metodi od spodaj–navzgor večja. Pri združeni metodi računamo sile od zgoraj–navzdol, navore računamo od spodaj–navzgor. V začetni fazi, v mirovanju, se navori ujemajo po vseh treh metodah in so razlike majhne. Razlike nastopijo med fazo odriva (na grafih v ozadju sivo področje), kjer se je izkazalo, da je združena metoda boljša kot metoda od zgoraj– navzdol; RMSE je v tej fazi $(7,5\pm2,5)$ Nm, $(9,1\pm2,3)$ Nm in $(10,9\pm3,3)$ Nm za navore v gležnju, kolenu in kolku. Izračunano odstopanje za navore v gležnju, kolenu ter kolku je $(11,2\pm3,7)$ %, $(15,6\pm2,4)$ % in $(11,2\pm2,1)$ %. Za metodo od zgoraj–navzdol so RMSE



in izračunana odstopanja navorov veliko večja, zato je ta metoda za naš primer neuporabna.

Slika 4.2: Primerjava srednje vrednosti in njene standardne variacije izračunanih sil (a–c) in navorov (d–f) v sklepih po metodi od spodaj–navzgor, zgoraj–navzdol in združeni metodi med preizkusom v laboratoriju

Slika 4.3 prikazuje primerjavo izračunane sile na podplatu po metodi od zgoraj–navzdol in izmerjeno silo na pritiskovni plošči. Sile so normalizirane na telesno težo (TT). V fazi mirovanja se sile ujemajo, razlike so majhne. Ravno tako kot pri silah in navorih v sklepih pride do večjih razlik med fazo odriva, kjer je RMSE $(65,2\pm25,9)$ N in odstopanje $(9,7\pm1,4)$ %.

Nadaljnja analiza podatkov, predstavljenih na Slikah 4.2 in 4.3 z izračunom RMSE in deviacije za sile in navore, je predstavljena na Sliki 4.4. Razvidno je, da se napaka prenaša rekurzivno po verigi računanja. Za združeno metodo je maksimalno odstopanje v silah 12 % in navorih 20 % glede na referenčno vrednost.

4.3 Diskusija

V prvi fazi študije smo izmerili kinematične parametre skakalca s prenosnim sistemom na osnovi inercialnih merilnih enot. Izmerili smo pospeške in kotne hitrosti petih segmentov telesa (levo in desno stegno, golen ter trup). Iz signalov smo izračunali orientacije segmentov, preko katerih smo izračunali potrebne kote sklepov, ki predstavljajo vhod v naš dinamični



Slika 4.3: Primerjava povprečne vrednosti in standardne variacije izračunane sile odriva (GRF) po združeni metodi in izmerjeni sili preko pritiskovne plošče med preizkusom v laboratoriju



Slika 4.4: Kvartilni diagram za RMSE in standardno deviacijo sklepnih sil, GRF in sklepnih navorov po združeni metodi in od zgoraj–navzdol v primerjavi z referenčno vrednostjo. Preizkus je izveden v laboratoriju. Srednja, spodnja in zgornja črta škatle predstavljajo srednjo vrednost ter 25. in 75. percentil. Spodnja in zgornja črtica izven škatle predstavlja najmanjšo ter največjo vrednost — variacijski razmik.

model, ki je opisan v Poglavju 3.3. Iz rezultatov smo ugotovili, da je delovanje takega sistema dovolj primerno za analizo smučarskih skakalcev, kar so že dokazali Chardonnens et al. [13] v svoji študiji.

S primerjavo orientacij, pridobljenih z optoelektronskim merilnim sistemom in prenosnim merilnim sistemom, opazimo, da prihaja do razlik pri orientaciji trupa, kar je posledica slabe izbire lokacije namestitve markerjev optoelektronskega sistema. Markerji za določitev orientacije trupa so bili na ramenih in kolku. Ker si skakalec med odrivom nekoliko pomaga z rokami in (s tem) s premikom rame, se je zaradi tega marker na rami premaknil in dobili smo napačen odčitek orientacije trupa, kar smo opazili šele pri analizi podatkov. Kotne hitrosti, pridobljene po obeh merilnih metodah, se ujemajo.

V drugi fazi študije smo sestavili dinamični model na osnovi Newton–Eulerjeve inverzne dinamične analize, ki temelji na rekurzivnem izračunu, kjer lahko posamezni segment telesa obravnavamo kot samostojno telo. Skupek vseh segmentov predstavlja dinamični model odskoka smučarskega skakalca. Tako smo izračunali sile in navore, ki delujejo v posameznih sklepih segmentov telesa. Rekurzivni postopek izračuna pri smučarskem skakalcu poteka od glave do stopal ali obratno in predstavlja odprt kinematični sistem. V prejšnjem poglavju so predstavljeni rezultati vseh treh verig rekurzivnega izračuna dinamičnih parametrov: od spodaj–navzgor, zgoraj–navzdol in združeni metodi. Na skakalnici želimo izračunati sile in navore v sklepih v prvem, opornem delu skoka, kar zajema fazi zaleta in vzleta, najbolj pa nas zanima faza odskoka.

Iz študij rekurzivnih verig smo ugotovili, da izračuna od spodaj–navzgor na skakalnici ne moremo uporabiti, ker nimamo informacije o reakcijski sili podlage. To verigo smo v laboratoriju, kjer reakcijsko silo podlage lahko merimo s pritiskovno ploščo, uporabili kot referenčno. Pri primerjavi izračunanih sil v laboratorijskem okolju po postopku od zgoraj– navzdol in sedaj referenčnim (od spodaj–navzgor) nismo opazili nobenih večjih odstopanj, kar za sklepne navore ne drži (Slika 4.2). Iz ugotovitev smo metodi združili, sile računamo od zgoraj–navzdol, izračunane sile pa nato uporabimo za izračun sklepnih navorov od spodaj–navzgor. V laboratoriju na skakalčeve segmente ne deluje nobena zunanja sila. Na skakalnici, ko ima skakalec hitrost, pa na njegove segmente deluje aerodinamična sila, ki jo bomo v postopku zanemarili. Pri izračunu sklepnih sil in navorov je uporabljena združena metoda.

Zaradi ujemanja sklepnih sil smo rekurzivno verigo od zgoraj–navzdol nadaljevali še en segment dlje (stopalo) in tako izračunali reakcijsko silo tal (GRF), ki smo jo primerjali z izmerjeno iz pritiskovne plošče (Slika 4.3). Sili se ujemata z razliko, manjšo od 15 % celotnega merilnega območja (Slika 4.4).

Prikazani rezultati kažejo, da zgornji del telesa po metodi od zgoraj–navzdol vnaša največjo napako, saj je ta del težji in ima večjo vztrajnost glede drugih delov. Pri našem modelu smo predpostavili, da je celoten zgornji del modeliran kot eno samo togo telo. Model bi lahko izboljšali z razdelitvijo zgornjega dela telesa na tri dele: (posebej) glavo, trup in obe roki. Ker naši antropometrični podatki temeljijo na statistični tabeli [50], bi le–te lahko za vsakega skakalca posebej izmerili, vendar bi bil tak postopek dolgotrajen.

Poglavje 5 Validacija delovanja algoritma na skakalnici

5.1 Merilni protokol

Pri validaciji delovanja algoritma na skakalnici je v študiji sodelovalo šest najboljših skakalcev iz Smučarsko–skakalnega kluba Ilirija (SSK Ilirija). Stari so bili $(18,9\pm3,0)$ let, visoki $(1,76\pm0,03)$ m ter težki $(61,1\pm2,3)$ kg (povprečje \pm standardna deviacija (SD)). Skupaj je bilo izmerjenih 28 skokov na skakalnici HS–106 (Frenštát, CZE) v poletnem času — velikost skakalnice 106 m. Skakalnica ima na koncu odskočišča vgrajeno pritiskovno ploščo, dolgo 6,41 m, kjer smo tudi namestili prvo svetlobno zaveso. Drugo smo namestili na konec odskočnega mostu. Svetlobni zavesi sta oddali signal IME, ko je skakalec prekinil svetlobni žarek. S tem smo zagotovili sinhronizacijo med napravami. Vsak skok je posnet tudi z video kamero iz trenerjevega zornega kota. IME so zajemale podatke s 400 Hz, video kamera s 50 slikami na sekundo.

5.2 Rezultati

Za izvedene skoke na skakalnici smo s kinematičnimi parametri izračunali sklepne sile in navore v gležnju, kolenu in kolku s predlagano združeno rekurzivno metodo, predstavljeno v Poglavju 3. Merilni protokol je predstavljen v prejšnjem poglavju. Slika 5.1 prikazuje primerjavo izračunanih sil in navorov v sklepih 4 s pred in 0,5 s po odrivu. Ko je skakalec v ravnem delu zaletne faze pred krivuljnim delom skakalnice, so sile (normalizirane na skakalčevo težo — TT) in navori (normalizirani na skakalčevo težo in višino — TT×TV) v gležnju, kolenu in kolkih konstantni. V krivuljnem delu skakalnice centripetalne in gravitacijske sile postopoma naraščajo, kot je narisano na Sliki 2.2, ker smučina postaja vse bolj položna.

Slika 5.2 prikazuje primerjavo izmerjenih sil z vgrajene pritiskovne plošče na skakalnici

in izračunane sile podlage GRF po predlagani metodi za zadnjih 6,5 m odskočne mize in 0,5 m leta. Sile so normirane na težo skakalca. Analiza izračunane GRF prikazuje, da skakalec v povprečju, ko so smuči 100% prisotne na pritiskovni plošči, proizvede $(171,6\pm15,5)$ % sile telesne teže med odrivom. Analiza izmerjene sile s pritiskovno ploščo prikazuje, da skakalec v tem času ustvari $(171,3\pm8,4)$ % sile telesne teže med odrivom. RMSE in odklon med izračunano in izmerjeno (referenčno) silo odriva (GRF) sta predstavljena na Sliki 5.3. RMSE GRF je $(81,3\pm18,4)$ N, odklon je $(6,1\pm1,4)$ %.



Slika 5.1: Primerjava izračunanih sil in navorov v sklepih po predlagani metodi med trening skokom. Rezultati predstavljajo en skok. Sile in navori so predstavljeni za posamezen sklep.

5.3 Diskusija

Orientacije segmentov smučarskega skakalca smo določili po postopku, ki je opisan v Poglavju 3.2. Po tem postopku ima pospešek smuči največjo težo negotovosti meritve, ker se vse začetne orientacije računajo na ta pospešek, le–ta pa je podvržen tresljajem smuči, ko drsijo po smučini. Druga težava je lezenje signalov žiroskopa, ki se pozna pri integraciji in s tem na napačni interpretaciji sprememb orientacij segmentov. Boljšo orientacijo segmentov bi dobili z zmanjšanjem tresljajev smuči in z boljšo ocenitvijo lezenja signalov žiroskopov.



Slika 5.2: Primerjava srednje vrednosti s standardnim odklonom izračunane sile odriva (GRF) in izmerjene sile s pritiskovno ploščo med treningom. Rezultati predstavljajo več skokov z različnimi skakalci.



Slika 5.3: Kvartilni diagram za RMSE in standardno deviacijo izračunane sile odriva (GRF) za inverzno dinamično združeno metodo na osnovi referenčne vrednosti. Analiza je izvedena za skoke na skakalnici. Srednja, spodnja in zgornja črta škatle predstavljajo srednjo vrednost ter 25. in 75. percentil. Spodnja in zgornja črtica izven škatle predstavlja najmanjšo ter največjo vrednost — variacijski razmik.

Na podlagi študije rekurzivnih izračunov in rezultatov iz Poglavja 4 smo se pri vključitvi metod na skakalca odločili za združeno metodo, ki je opisana v Poglavju 3.3. Na Sliki 5.2 prvo belo področje v ozadju predstavlja fazo ravnega dela zaleta, prvo sivo področje v ozadju predstavlja fazo krivuljnega dela zaleta, drugo belo področje v ozadju predstavlja vzlet in zadnje sivo področje v ozadju predstavlja let. Povprečne izračunane sklepne sile, normalizirane na TT skakalca, v krivuljnem delu glede na ravni del zaleta narastejo za faktor 1.97, 1.96 in 1.92 TT (gleženj, koleno, kolk). Povprečni izračunani sklepni navori v gležnju, kolenu in kolkih narastejo v krivuljnem delu glede na ravni del zaleta za faktor 2.00, 2.00 in 2.02 TT TV. Ettema et al. [17] so v svoji študiji, kjer so skok simulirali, prišli do enakih ugotovitev. V predstavljenem modelu na skakalnici predvidevamo, da na segment HAT ne delujejo nobene zunanje sile. V realnosti so prisotne aerodinamične sile na vsakem segmentu vključno s prvim v verigi (HAT). Namen skakalnega počepa med zaletno fazo je zmanjšati te sile. Posledično sklepamo, da so te sile majhne in jih lahko zanemarimo, seveda je to potrebno nadaljnje raziskati.

Drug cilj te študije je preveriti, kako dobro lahko izračunamo silo odriva (GRF) skakalca iz podatkov nosljivega sistema in izračuna preko predstavljenega dinamičnega modela. S primerjavo izračunane GRF in izmerjene sile preko vgrajene pritiskovne plošče (Slika 5.2) smo potrdili smiselnost dinamičnega modela za izračun sile odriva in da je predstavljen merilni sistem dovolj občutljiv. S tem smo odprli možnost merjenja sile odriva tudi na skakalnicah, kjer pritiskovna plošča ni vgrajena. Merilni sistem je možno uporabljati tudi na snežnih površinah, kjer je uporaba vgrajenih pritiskovnih plošč omejena.

Z opazovanjem poteka izmerjene in izračunane sile odriva na Sliki 5.2 lahko opazimo tri glavne odseke: (I) levi del do -5 m; (II) srednji del od -5 m do -1,5 m; in (III) odsek desno od -1,5 m.

V srednjem delu (II) sta izračunana vrednost in njen srednji odklon primerljiva z izmerjenimi vrednostmi (znotraj 10%). Smučarski skakalec preko smuči deluje na podlago z neko silo, ki je razporejena po celi dolžini smuči. Za lažjo razlago poenostavimo, da sprednja in zadnja polovica smuči ustvarjajo po 50% reakcijske sile. Skakalec se približuje vgrajeni pritiskovni plošči, postopoma zapelje nanjo in povzroči nenaden skok reakcijske sile na plošči. Ta prenihaj izmerimo, ko skakalec še ni povsem na pritiskovni plošči, kar ne podaja celotne GRF vrednosti. Učinek akcija–reakcija v začetnem delu Slike 5.2 nakazuje, da merjenje reakcijske sile po naši metodi predstavlja boljše merjenje, saj lahko merimo silo tudi v predelih zaletišča brez vgrajene pritiskovne plošče. V odseku (III) skakalec zapušča odskočno mizo in s tem pritiskovno ploščo, kar se odraža z vse manjšo obremenitvijo pritiskovne plošče.

S primerjavo Slike 4.3 (odriv, posnet v preizkusu v laboratoriju), Slike 5.1 (skok, posnet v preizkusu na skakalnici) in Slike 5.2 (izračunana GRF iz podatkov, pridobljenih iz skoka na skakalnici) najdemo podobnosti med profili sil med odskokom, kar dodatno potrjuje pravilnost modela.

Poglavje 6 Matematični model za določitev slogovne ocene skoka

6.1 Ocenjevanje smučarskih skokov

Skupna ocena skoka je sestavljena iz dolžine skoka, pretvorjene v točke in ocene treh sodnikov za slog.

Točke za dolžino se izračunajo v odvisnosti od K-točke. Vrednost enega metra se spreminja glede na velikost skakalnice oz. glede na mesto postavitve K-točke. Pri skakalnicah s K-točko postavljeno med 80 m in 99 m, je vrednost enega metra 2,0 točki. Pri skakalnicah s K-točko postavljeno med 100 m in 120 m, je vrednost enega metra 1,8 točke. Skakalec, ki skoči dolžino, enako velikosti K-točke, dobi za dolžino 60 točk. Za skok, ki je daljši ali krajši, se mu točke za razliko prištevajo ali odštevajo.

Sodniki ocenjujejo zunanji videz izvajanja tekmovalčevih gibov od roba odskočnega mostu do črte padcev v izteku. Ocenjujejo natančnost (pravočasnost in hitrost odriva), skladnost izvajanja gibov, stabilnost (položaj med letom, vožnje v iztek) in splošni vtis. Sodniki v izračun rezultatov oddajo svoje odbitke točk ločeno za tri skupine napak: za let, doskok in vožnjo v iztek. Končne odbitke za slog poda pet sodnikov, odbitke posameznega sodnika seštejejo in odštejejo od 20. Najvišji in najnižji rezultat črtajo, preostale tri seštejejo. Največja možna ocena sloga sodnikov je tako 60 točk. Končni rezultat dolžine skoka, pretvorjenega v točke in slogovne ocene, predstavlja seštevek obeh delov.

6.1.1 Norme ocenjevanja sloga in izvajanja gibov

Let

Skakalec dvigne krivuljo leta z izvedbo naslednjih gibov:

- z močnim in dinamičnim odskokom,
- s hitrim in tekočim zavzetjem optimalnega položaja za let v prvem delu leta,

- s hitrim prehodom v optimalni položaj za srednji del leta,
- s pravočasnim začetkom priprave za doskok.

Kriterij ocenjevanja:

- aktivna izraba vzgona,
- optimalen in uravnotežen položaj telesa s simetrično postavljenimi smučmi, rokami in nogami,
- noge morajo biti popolnoma iztegnjene.

Največji odbitek za celotno skupino napak: 5,0 točk.

Doskok

Faza doskoka se prične že v sklepni fazi leta, ko tekmovalec prične s pripravami na doskok. Skakalec ob prehodu iz stabilnega položaja za let:

- dvigne glavo in zgornji del telesa,
- premakne roke ob telesu naprej/navzgor,
- postavi smuči vzporedno, tik preden se repi smuči dotaknejo tal,
- razmakne noge v izpadni korak in skrči kolena,
- po dotiku tal z lastnimi močmi reducira silo udarca ob tla, da je doskok mehak,
- po dotiku tal poveča razdaljo med nogama in še bolj upogne zadnjo nogo (telemark položaj),
- po dotiku tal morajo ostati smuči vzporedne in nogi enako obremenjeni.

Kriterij ocenjevanja:

- tekoč, mehak prehod iz položaja za let v doskok z vzravnanjem zgornjega dela telesa,
- aktivna redukcija udarca sile tal ob doskoku,
- pravilno krčenje kolen za mehak doskok (ne pregloboko in preveč narazen),
- položaj nog v pravilnem telemark položaju po obvladanju udarca sile tal ob doskoku,
- razdalja med čevljema naj bi bila približno dolžine čevlja, viden mora biti vsaj majhen razmik med čevljema,
- zadnja noga mora biti bolj skrčena,
- smuči vzporedne in ne več kot dve širini narazen ter enako obremenjeni, ki morata s celotno površino ležati na podlagi.

Največji odbitek za celotno skupino napak: 5,0 točk.
Vožnja v iztek

Faza vožnje v iztek se začne, ko se konča doskok (10 m - 15 m), vendar se za isto napako točk ne sme odbiti dvakrat. Z odbitki se samo kaznuje za dodatne napake. Skakalec mora po obvladanju sile udarca ob tla:

- ostati v telemark položaju in nato vzravnati zgornji del telesa in
- prevoziti prehodni lok in črto padcev v vzravnanem, uravnoteženem in sproščenem položaju z nogami vzporedno.

Kriterij ocenjevanja:

- skakalec mora kratek čas po doskoku ostati v uravnoteženem telemark položaju,
- smuči morajo biti vzporedne, ne več kot dve širini narazen,
- skakalec mora enako obremeniti obe smuči in nadaljevati s prepričljivo vožnjo preko črte padcev s sproščenimi rokami in nogami.

Največji odbitek za celotno skupino napak: 7,0 točk.

6.2 Metode

6.2.1 Merilni protokol

Pri razvoju in uvajanju algoritmov za ocenjevanje skokov je v študiji sodelovalo pet mladincev in dva člana. Mladinci so iz Slovenskega državnega panožnega centra Kranj (DPNC Kranj), dva člana pa sta sodelovala že v prejšnjih preizkusih. Skakalci so bili stari $(21,6\pm3,9)$ let, visoki $(1,78\pm0,07)$ m in težki $(60,6\pm5,0)$ kg (povprečje \pm standardna deviacija (SD)). Skupaj je bilo v mesecu januarju in februarju 2017 na petih treningih izmerjeno 50 skokov. Meritve smo izvajali na dveh skakalnicah: v Planici na Bloudkovi velikanki HS-104 s K-točko pri 95 m in v Kranju na skakalnici L109 HS-109 s K-točko pri 100 m. Na skakalnicah je bil prisoten sneg tako na naletu kot na doskočišču. Na konec skakalnice smo namestili po dva svetlobna senzorja (prvega 0 m od konca odskočnega mostu in drugega 10 m oddaljenega od prvega proti zaletiščni rampi). Svetlobni zavesi sta oddali signal IME, ko je skakalec prekinil svetlobni žarek in s tem smo omogočili sinhronizacijo med napravami. Vsak skok smo posneli z video kamero iz sodniškega stolpa. Kamero smo sinhronizirali z merilnim sistemom s svetlobno zaveso, ki je preko radijske zveze oddala signal na sprejemno enoto pri kameri, ta pa v mikrofonski vhod kamere zvočni signal v video posnetek. IME so zajemale podatke s 400 Hz, video kamera s 50 slik na sekundo. Video posnetke skokov je ocenilo pet neodvisnih sodnikov (dva s FIS licenco, dva kandidata za FIS licenco in eden z državno licenco).

Tabela 6.1: Smernice odbitkov za posamezno ocenjevalno fazo skoka in možnost implementacije v matematični model ocenjevanja

Opis napak za kaznovanje po posameznih fazah skoka	Odbitki točk
Let	(največ 5,0)
Slaba usklajenost gibanja telesa in smuči pri formiranju položaja za let ^a	od 0,5 do 2,0
Negotovost, nemirnost (npr. nepotrebno gibanje rok, slab nadzor telesa,	od 0,5 do 1,5
skrčena kolena, nepopolno iztegnjene noge) §	
Nesimetrična in/ali nemirna drža rok §	od 0,5 do 1,0
Nesimetrična in/ali nemirna drža nog [§]	od 0,5 do 1,0
Smuči niso v isti ravnini in/ali nemirno vodenje smuči §	od 0,5 do 1,0
Doskok	(največ 5,0)
Brez poskusa razmika nog v telemark položaj v točki doskoka in brez	min 2,0
telemark položaja skozi celotno pristajalno fazo skoka ^b	
Pomanjkljivosti pri pravilnem in harmoničnem prehodu iz faze leta v	od 0,5 do 1,0
doskok [§]	
Prekratek izpadni korak in premalo skrčene noge v točki doskoka b	od 0,5 do 1,5
Pomanjkljivosti pri ublažitvi sile ob doskoku v pravilen telemark položaj	od 0,5 do 1,5
ali pri povečanju razmika nog iz minimalnega v pravilni telemark položaj	
do konca faze doskoka (negotovost, trd doskok, preglobok doskok brez	
telemarka) [§]	
Negotovost in neuravnoteženi gibi rok za vzpostavitev ravnotežja §	od 0,5 do 1,0
Pomanjkljivosti pri vodenju smuči in/ali nepopoln stik obeh smuči s pod-	od 0,5 do 1,0
lago [§]	
Vožnja v iztek	(največ 7,0)
Manjše pomanjkljivosti pri vožnji v iztek, nevzravnana drža telesa pred	od 0,5 do 1,5
začetkom zaviranja ^c	
Večje pomanjkljivosti pri vožnji v iztek vključno z nepotrebnim zavijan-	od 2,0 do 2,5
jem od direktne smeri proti črti padcev ^c	
Velike težave pri vožnji v iztek ^c	3,0
Izguba ravnotežja in nadzora ^c	od 4,0 do 5,0
Kratek dotik ene roke ^c	1,0
Kratek dotik dveh rok ^c	2,0
Padec pred črto ali na črti padca ^c	7,0

[§] Preko kinematične analize lahko izračunamo parametre za izračun odbitka.

^a Pri kinematični analizi skoka bi bilo potrebno izvesti analizo koordinacije gibov.

^b V merilnem protokolu je premajhno število skokov v telemark položaj za določitev parametrov za izračun odbitka.

^c V merilnem protokolu so skoki brez težav pri vožnji v iztek, zato ne moremo preveriti predlaganih algoritmov za oceno faze vožnje v iztek.

6.2.2 Analiza smernic z velikostjo odbitkov za ocenjevanje skokov

V Tabeli 6.1 so opisane napake in smernice z velikostjo odbitka za posamezno ocenjevalno fazo. Na podlagi sodniških ocen in analize smernic smo v tabeli tudi označili, katere smer-

nice smo zmožni matematično karakterizirati na podlagi pridobljenih rezultatov. Pri tistih, ki jih ne moremo matematično opisati, je argumentirano, zakaj ne.

6.2.3 Parametri za izračun odbitka za fazo leta

Glavni karakteristiki, pomembni pri oceni skoka v fazi leta, sta nesimetričnost drže posameznih segmentov skakalca (rok, nog in smuči) ter njihovo nepotrebno gibanje, ki se izraža kot nemirnost. Fazo leta se ocenjuje od odskoka do začetka priprave na doskok. Skoki so različnih dolžin in s tem tudi različnih časovnih okvirjev. Karakteristike skoka opišemo s skalarnimi vrednostmi. Uvedemo indeks nesimetričnosti (Poglavje 6.2.3) in indeks nemirnosti (Poglavje 6.2.3). Ostali pomembni parametri so še: skrčenost kolena, ki ga preverjamo z mediano kota med stabilnim letom, in izrabo vzgona (Poglavje 3.6), kar preverjamo s povprečno vrednostjo sile vzgona med stabilnim letom. Tako smo določili sledeče indekse:

- nesimetričnost rok,
- nesimetričnost stegen,
- nesimetričnost goleni,
- nesimetričnost smuči,
- nemirnost rok,
- nemirnost stegen,
- nemirnost goleni,
- nemirnost smuči,
- mediano kota v kolenu in
- mediano sile vzgona.

Indeks nesimetričnosti

Indeks nesimetričnosti izračunamo za celotno fazo leta za vsak par segmentov posebej (roke, stegna, goleni in smuči). Orientacijo levega para segmentov, izraženo v Eulerjevih kotih, zrcalimo preko globalne x–y ravnine (globalni KS je označen na Sliki 3.1) in izračunamo RMSE orientacije med levim in desnim segmentom za vsako os posebej, pri čemer je enačba izračuna naslednja:

$$RMSE(a,b) = \sqrt{\frac{\sum_{t=0}^{n} (a(t) - b(t))^2}{n}}$$
(6.1)

kjer sta a in b časovno odvisna signala, med katerima računamo koren povprečne razlike ter n dolžina signala.

Indeks nesimetričnosti nato določimo iz povprečne vrednosti RMSE treh osi para seg-

menta z enačbo (6.2):

$$INDS_{S} = \frac{RMSE(\varphi_{S,xl}, \varphi_{S,xd}) + RMSE(\varphi_{S,yl}, \varphi_{S,yd}) + RMSE(\varphi_{S,zl}, \varphi_{S,zd})}{3}$$
(6.2)

kjer je *S* segment, $(\varphi_{S,xl}, \varphi_{S,yl}, \varphi_{S,zl})$ časovni signal Eulerjeve orientacije levega segmenta po posamezni osi, $(\varphi_{S,xd}, \varphi_{S,yd}, \varphi_{S,zd})$ časovni signal Eulerjeve zrcalne orientacije desnega segmenta po posamezni osi.

Indeks nemirnosti

Indeks nemirnosti izračunamo v celotni fazi leta za vsak par segmentov posebej. Signale orientacij po posamezni osi filtriramo (visoko prepustni Butterworth filter pri 3 Hz, nato nizko prepustni Butterworth filter pri 15 Hz). S tem zadušimo tresljaje na senzorjih in res majhne premike. Filtrirani signal predstavlja premike, ki jih želimo označiti z indeksom nemirnosti. Signale integriramo po oseh segmenta in jih seštejemo, da dobimo indeks nemirnosti. Filtriran signal pri skoku z manjšo nemirnostjo se giblje okoli 0, tako je tudi integral signala majhen. Pri skoku z veliko nemirnostjo je integral takšnega signala velik (enačba (6.3)). Kot indeks nemirnosti *INDM* (enačba (6.5)) vzamemo največjo vrednost nemirnosti (enačba (6.4)) levega ali desnega segmenta.

$$IBF_{S,os} = \int \text{bandpassFilt}(\varphi_{S,os}(t)) dt$$
(6.3)

$$NEMIRNOST_{S} = \sum_{os=x,y,z} IBF_{S,os}$$
(6.4)

$$INDM_{S} = \max(NEMIRNOST_{Sl}, NEMIRNOST_{Sd})$$
(6.5)

Pri čemer je *S* (*Sl*, *Sd* levi oz. desni) segment, *IBF* integral filtriranega signala, *NEMIRNOST* seštevek integralov vseh treh osi posamezne orientacije segmenta, *INDM* indeks nesimetričnosti.

6.2.4 Parametri za izračun odbitka za fazo doskoka

Pri doskoku se ocenjuje položaj skakalca ob dotiku tal. Sodniki opazujejo tudi harmoničnost prehoda iz faze leta v doskok in negotovo gibanje rok za vzpostavitev ravnotežja. Ob doskoku so glavni kriteriji koti v sklepih (gležnju, kolenu, kolku in rami). Upošteva se tudi razdalja med čevljema v anteriorno–posteriorni osi in medialno–lateralni osi. Tako lahko

matematično opišemo parametre doskoka v različne položaje skakalca. Ker od 50 skokov, udeleženih v študiji, noben ni izveden v telemark tehniki, nismo mogli preveriti delovanja matematičnega modela v celoti za to fazo. Tako smo določili naslednje indekse:

- kot v levem/desnem gležnju,
- kot v levem/desnem kolenu,
- kot v levem/desnem kolku,
- kot v levi/desni rami v anteriorno-posteriorni osi,
- kot v levi/desni rami v medialno-lateralni osi,
- razdalja razkoraka v anteriorno-posteriorni osi in
- razdalja razkoraka v medialno-lateralni osi.

Izračun razkoraka

Razdaljo med čevljema ob dotiku tal izračunamo po naslednjem postopku. Zgradimo dve kinematični verigi z začetkom v kolku in vrhoma v levem in desnem gležnju za levo in desno verigo. Iz antropometričnih podatkov o skakalcu dobimo dolžine stegna in goleni ter širino bokov. Preko senzorjev izračunamo orientacije posameznih segmentov, preračunane v skupni koordinatni sistem (poravnan s horizontom in smerjo skakalnice). Tako dobimo dve točki v 3D prostoru, ki ju transformiramo v koordinatni sistem skakalnice v K-točki, ki je tangenten na ravnino doskočišča (predstavljeno v Poglavju 3.6). V tej ravnini izračunamo razdalji med čevljema v anteriorno–posteriorni osi in medialno–lateralni osi.

6.2.5 Parametri za izračun odbitka za fazo vožnje v iztek

V tej fazi lahko sodniki odbijejo največ točk, zgornja meja je 7 točk. Ocenjujejo pomanjkljivosti pri vožnji v iztek, kot so: vzravnanost drže telesa, nepotrebno zavijanje, izguba ravnotežja, izguba nadzora in dotiki rok s podlago. Zaradi pomanjkljivosti kota v komolcu ne moremo določiti končne točke prstov v prostoru in s tem dotika podlage. Od 50 skokov, udeleženih v študiji, so bili vsi izvedeni brez težav pri vožnji v iztek, zato matematičnega modela za to fazo ne moremo preveriti. Fazo vožnje v iztek se ocenjuje od doskoka do prečkanja črte, ki označuje mejo padcev. Tako smo določili naslednje indekse:

- povprečen naklon trupa,
- največja razlika v zasuku smuči v inferiorno-superiorni osi,
- največji nagib smuči in
- nemirnost rok.

6.2.6 Matematični model ocenjevanja skoka

Za posamezno ocenjevalno fazo imamo izračunane parametre. Ker parametri med seboj niso uravnoteženi, smo načrtali funkcijo, ki posamezni parameter pomnoži s faktorjem uteži, ter pridobljene produkte sešteje. Absolutna vrednost seštevka predstavlja skupni odbitek za posamezno fazo. Enačba za oceno je zapisana v naslednji obliki:

$$MAT_f = \mathbf{P}_f \cdot \mathbf{w}_f \tag{6.6}$$

kjer je *MAT* skalarni produkt med parametri **P** in utežmi **w** ter predstavlja odbitek za fazo f. Pri fazi leta je vektor parametrov in uteži velikosti 1×10 in za fazo doskoka 1×12 . Za vsak skok izračunamo odbitek po posamezni fazi.

Povprečno napako matematičnega modela predstavlja naslednja enačba:

$$\bar{e}_f = \frac{\sum_{n=1}^m MAT_{n,f} - SOD_{n,f}}{m} \tag{6.7}$$

pri čemer je f oznaka ocenjevalne faze, \bar{e} povprečna napaka matematičnega modela, m število upoštevanih skokov, *MAT* matematična ocena skoka po enačbi (6.6) in *SOD* povprečna sodniška ocena/odbitek skoka treh sodnikov (od petih sodnikov ne upoštevamo največjega in najmanjšega rezultata).

Za določitev vektorja uteži \mathbf{w}_f smo naključno razdelili skoke v dve skupini. Skupina, na kateri smo uteži optimizirali, je vsebovala 80 % skokov, kontrolna skupina pa 20 % skokov. Optimizacijo smo izvedli z minimizacijo funkcije, ki uporablja BFGS Quasi–Newtonovo metodo s postopkom iskanja minimuma kriterijske funkcije preko kubičnih linij [55]. Kriterijska funkcija mora vrniti skalarno vrednost. Implementacijo algoritma smo izvedli v okolju programa Matlab[®] R2016b s funkcijo *fminunc*.

Kriterij ocenjevanja opisuje naslednja enačba:

$$Z_f = \frac{\bar{e}_f + (1 - r_f)}{2} \tag{6.8}$$

pri čemer je f faza, za katero računamo vrednost kriterijske funkcije, Z skalarna vrednost izhoda kriterijske funkcije in r Pearsonov linearni korelacijski koeficient med *SOD* in *MAT* za m število skokov.

Vhodi v kriterijsko funkcijo so uteži \mathbf{w}_f , vektor SOD_f ter matrika parametrov \mathbf{P}_f . Vektor uteži prilagaja minimizacijski algoritem tako, da je skalarna vrednost Z_f čim manjša. Vrstica vektorja SOD_f predstavlja posamezen skok. Matrika parametrov \mathbf{P}_f je sestavljena iz vrstic, ki predstavljajo posamezni skok, stolpci posamezni parameter. Prvi del funkcije izračuna povprečno napako matematičnega modela po enačbah (6.6) in (6.7). V drugem delu izračunamo Pearsonov linearni korelacijski koeficient med *SOD* in *MAT* za *m* število skokov. Da funkcija vrne skalarno vrednost, seštejemo Pearsonov linearni korelacijski koeficient, odštet od 1 (želimo čim večjo korelacijo preko minimizacije), in povprečno napako matematičnega modela ter rezultat delimo na pol po enačbi (6.8). Algoritmu za minimizacijo moramo podati začetne vrednosti uteži ter kriterija minimizacije: število največ dovoljenih iteracij ter število največ dovoljenih klicev kriterijske funkcije.

Da se izognemo minimizaciji kriterijske funkcije v lokalni minimum, jo večkrat izvedemo z različnimi začetnimi vrednostmi, ki jih določimo na intervalu med -1 in 1. Na podlagi največjega Pearsonovega linearnega korelacijskega koeficienta r, izračunanih *MAT* in sodniških odbitkov *SOD* ter najmanjše povprečne napake odbitkov \bar{e}_f , določimo uteži.

6.3 Rezultati

V Tabeli 6.2 so predstavljeni Pearsonovi linearni korelacijski koeficienti *r* med posameznimi sodniki za fazo leta, doskoka in končno oceno. Povprečna korelacija sodnikov v fazi leta je $0,36\pm0,19$ (minimalna: 0,03 in maksimalna: 0,57). Povprečna korelacija sodnikov v fazi doskoka je $0,56\pm0,06$ (minimalna: 0,43 in maksimalna: 0,63). Povprečna korelacija sodnikov končne ocene je $0,42\pm0,15$ (minimalna: 0,20 in maksimalna: 0,69).

Analiza ocen posameznih sodnikov in povprečne vrednosti sodnikov, pri kateri ne upoštevamo največje in najmanjše ocene ter ocene, pridobljene z matematičnim modelom, je predstavljena v Tabeli 6.3. V tabeli so predstavljeni najmanjši in največji odbitki za fazi leta in doskoka, najmanjša in največja skupna ocena ter njihove povprečne vrednosti in standardna deviacija. Predstavljeni so Pearsonovi linearni korelacijski koeficienti (*r*) med *SOD* in *MAT* z vsakim sodnikom posebej. Korelacija matematičnega sistema s povprečno vrednostjo sodnikov je 0,66, 0,55 in 0,52 za fazo leta, doskoka in končno oceno v enakem zaporedju. *p*-faktor pove povezljivost spremenljivk v populacijo iz vzorca in je za odbitke <0,0001 in za skupno oceno <0,001. V Dodatku A so predstavljeni odbitki posameznega sodnika za vsak skok posebej za posamezno ocenjevalno obdobje.

V Tabelah 6.4, 6.5 in 6.6 je predstavljena statistika parametrov za izračun odbitkov za fazo leta, doskoka in vožnje v iztek za matematični izračun sodniške ocene.

	FIS1	FIS2	kFIS1	kFIS2
Let				
FIS2	0,03			
kFIS1	$0,\!28^{ abla}$	0,31▽		
kFIS2	0,46**	0,42*	0,57***	
DS	0,55***	0,16	0,24	0,57***
Doskok				
FIS2	0,62***			
kFIS1	0,49**	0,63***		
kFIS2	0,54***	0,57***	0,43*	
DS	0,53***	0,62***	$0,58^{***}$	0,54***
Končna ocena				
FIS2	0,31♡			
kFIS1	0,33♡	0,33♡		
kFIS2	$0,\!48^{**}$	0,52**	$0,\!29^{ abla}$	
DS	0,56***	0,47**	0,20	0,69***

Tabela 6.2: Pearsonov linearni korelacijski koeficient odbitkov (r) za fazi leta, doskoka in končno oceno medsebojnih primerjav med sodniki

Opomba: $^{\bigtriangledown}p < 0.05, *p < 0.01, **p < 0.001, ***p < 0.001$

FIS — sodnik z licenco FIS,

kFIS — kandidat za sodnika s FIS licenco in

DS — sodnik z državno licenco

6.4 Diskusija

Iz pospeškov in kotnih hitrosti, preračunanih v KS segmentov skakalca in po postopku, opisanem v Poglavju 3, smo izračunali kinematične parametre posameznih segmentov. Iz analize smernic ocenjevanja skokov smo smiselno določili parametre, ki opisujejo značilnosti skoka v določeni fazi. Parametre smo določili izključno iz kinematičnih parametrov. Izrabo vzgona v fazi leta smo izpeljali preko aerodinamične sile, ki jo izračunamo iz pospeška skakalca (Poglavje 3.6).

Na podlagi pridobljenih sodniških ocen skokov in smernic ocenjevanja smo morali opustiti celotno fazo vožnje v iztek, saj so bili v tej fazi vsi skoki brez težav, kar enotno potrjujejo tudi sodniki. Vrednosti uteži za to fazo nismo mogli določiti po postopku, opisanem v Poglavju 6.2.6. Ravno tako nismo mogli preučiti signalov ob dotiku roke s tlemi in tako določiti parametra, ki bi predstavljal ta dogodek. Ocenjujemo, da bi lahko ta dogodek opazili iz neobdelanih signalov pospeškometra na roki, ki bi se kazal kot posledica trenja roke s podlago. V fazi doskoka smo se morali odreči analizi doskoka v telemark tehniki. Z vpeljavo parametra razkoraka pri doskoku bi lahko opredelili tudi doskok v telemark tehniko, ki pa

Tabela 6.3: Pearsonov linearni korelacijski koeficient (*r*) odbitkov za fazi leta, doskoka in končno oceno za posamezne sodnike glede na povprečno vrednost ocen/odbitkov sodnikov in vrednosti, pridobljene iz matematičnega modela. Podane so tudi povprečne vrednosti s standardno deviacijo ter najmanjše in največje vrednosti.

Sodniki	r _{SOD}	r _{MAT}	Povp. \pm SD	MIN.	MAKS.
Let					
FIS1	$0,\!46^{**}$	$0,\!48^{**}$	$0,\!81 \pm 0,\!36$	0,5	2,0
FIS2	0,62***	0,55***	$1,\!64 \pm 0,\!58$	0,5	2,5
kFIS1	0,54***	0,45*	$2,\!24\pm\!0,\!41$	1,0	3,0
kFIS2	0,82***	0,59***	$2,\!12\!\pm\!0,\!59$	$1,\!0$	3,0
DS	0,76***	$0,44^{*}$	$1,\!49 \pm 0,\!50$	0,5	3,0
SOD	1	0,66***	$1,\!70 \pm 0,\!47$	0,5	2,5
MAT20	0,55**	1	$1,\!55 \pm 0,\!28$	$1,\!0$	2,0
MAT80	0,73***	1	$1,\!78 \pm 0,\!38$	1,0	2,5
Doskok					
FIS1	0,74***	0,41*	$2,\!57 \pm 0,\!30$	2,0	3,5
FIS2	0,81***	0,48**	$2,\!49 \pm 0,\!57$	1,5	3,5
kFIS1	0,78***	0,47**	$2,\!51\pm\!0,\!41$	2,0	3,5
kFIS2	0,70***	$0,35^{\bigtriangledown}$	$2,\!65\pm\!0,\!37$	2,0	3,5
DS	0,71***	0,49**	$2,\!27\pm\!0,\!35$	2,0	3,0
SOD	1	0,55***	$2,\!48 \pm 0,\!35$	2,0	3,5
MAT20	0,56**	1	$2,\!50\pm\!0,\!48$	1,5	3,0
MAT80	0,52***	1	$2,\!32\pm\!0,\!38$	2,0	3,0
Končna ocena					
FIS1	0,53***	0,48**	$16,\!59\pm0,\!49$	15,5	17,5
FIS2	0,76***	$0,50^{**}$	$15,\!87\pm0,\!72$	14,0	17,0
kFIS1	0,43*	$0,\!29^{\bigtriangledown}$	$15,\!19\pm\!0,\!58$	13,5	16,0
kFIS2	0,81***	$0,\!48^{**}$	$14,\!85\pm0,\!84$	12,5	16,5
DS	0,76***	$0,\!46^*$	$16,\!24 \pm 0,\!57$	15,0	17,0
SOD	1	0,52**	$15,\!80 \pm 0,\!48$	14,5	17,0
MAT20	0,49*	1	$15,\!95 \pm 0,\!44$	15,5	17,0
MAT80	0,62***	1	$15,\!91 \pm 0,\!60$	14,5	16,5

Opomba: $^{\bigtriangledown}p < 0.05, *p < 0.01, **p < 0.001, ***p < 0.0001$

FIS — sodnik z licenco FIS,

kFIS — kandidat za sodnika s FIS licenco,

DS — sodnik z državno licenco,

SOD — povprečna vrednost sodnikov (največja in najmanjša ocena se ne upoštevata),

MAT20 — vrednosti matematičnega modela na kontrolni skupini (20 % skokov) in

MAT80 — vrednosti matematičnega modela na skupini, kjer se je model učil (80 % skokov).

ga v tej študiji nismo obravnavali, saj nobeden izmed merjenih skakalcev pri doskoku ni uporabil te tehnike. Seveda pa se moramo tudi zavedati, da bi v tem primeru morali ponovno določiti vrednosti uteži po opisanem postopku v Poglavju 6.2.6.

PARAMETER	Povp. \pm SD	MIN.	MAKS.
Nesimetričnost rok [rad]	$0,\!31\pm0,\!19$	0,08	1,00
Nesimetričnost stegen [rad]	$0,\!25\pm0,\!11$	0,10	0,48
Nesimetričnost goleni [rad]	$0,\!51\pm0,\!10$	0,32	0,90
Nesimetričnost smuči [rad]	$0,\!53\pm0,\!11$	0,28	0,71
Nemirnost rok [rad]	$0,\!13\pm\!0,\!05$	0,06	0,26
Nemirnost stegen [rad]	$0,\!08\pm0,\!03$	0,05	0,16
Nemirnost goleni [rad]	$0,\!08\pm0,\!03$	0,04	0,16
Nemirnost smuči [rad]	$0,\!14\pm\!0,\!06$	0,08	0,27
Mediana kota v kolenu [rad]	$3,\!00\pm0,\!30$	$2,\!80$	3,30
Mediana sile vzgona [N]	353 ± 45	283	455

Tabela 6.4: Parametri za izračun odbitka za fazo leta

Tabela 6.5: Parametri za izračun odbitka za fazo doskoka

PARAMETER	Povp. \pm SD	MIN.	MAKS.
Kot v levem gležnju [rad]	$1,\!02\pm0,\!21$	0,46	1,49
Kot v desnem gležnju [rad]	$1,\!00\pm0,\!19$	0,50	1,35
Kot v levem kolenu [rad]	$2,\!27\pm0,\!29$	1,45	2,82
Kot v desnem kolenu [rad]	$2,\!08\pm\!0,\!41$	1,28	2,77
Kot v levem kolku [rad]	$2,\!06 \pm 0,\!36$	1,27	2,67
Kot v desnem kolku [rad]	$1,\!96 \pm 0,\!40$	1,14	2,77
Kot v levi rami v anteriorno-posteriorni osi [rad]	$0,\!46 \pm 0,\!30$	0,00	1,27
Kot v desni rami v anteriorno-posteriorni osi [rad]	$0,\!50\pm0,\!31$	0,01	1,13
Kot v levi rami v medialno–lateralni osi [rad]	$0,\!66 \pm 0,\!36$	0,05	1,38
Kot v desni rami v medialno–lateralni osi [rad]	$0,\!54 \pm 0,\!32$	0,04	1,73
Razdalja razkoraka v anteriorno–posteriorni osi [m]	$0,\!07\pm\!0,\!04$	0,01	0,16
Razdalja razkoraka v medialno–lateralni osi [m]	$0,\!06\pm0,\!04$	0,01	0,17

Tabela 6.6: Parametri za izračun odbitka za fazo vožnje v iztek

PARAMETER	Povp. \pm SD	MIN.	MAKS.
Povprečen naklon trupa [rad]	$1,\!08\pm\!0,\!84$	-1,01	1,81
Največji zasuk smuči v inferiorno–superiorni osi [rad]	$0,\!18\pm0,\!11$	0,06	0,56
Največji nagib smuči [rad]	$0,\!39\pm0,\!17$	0,10	0,85
Nemirnost rok [rad]	$0,\!37\pm0,\!18$	0,14	0,85

Tabela 6.2 prikazuje korelacije medsebojnih ocenjevanj sodnikov po posameznih fazah. Opazimo lahko, da se ocene sodnikov s FIS licenco (FIS1 in FIS2) v fazi leta ne povezujejo, v fazi doskoka so srednje povezane. Ocene sodnika z državno licenco imajo neznatno povezanost v fazi leta z ocenami enega od sodnikov s FIS licenco in nizko povezanost z ocenami enega od sodnikov, ki je kandidat za FIS licenco. V splošnem so ocene sodnikov v fazi leta manj povezane kot v fazi doskoka, kar lahko namiguje tudi na to, da sodniki ocenjujejo let samo z ene strani, ki lahko v določeni fazi zakriva drugo, in je tako simetrijo leta težje oceniti. Ocene sodnikov so si pri končni oceni nizko in srednje povezane. Zaradi takšnih odstopanj je končna ocena skoka petih sodnikov sestavljena samo iz treh, najnižje in najvišje ocene se ne upošteva. Po vsaki tekmi svetovnega pokala se določi komisijo, ki vse skoke analizira in določi pravo oceno. Če sodniške ocene posameznega sodnika odstopajo, ta dobi kazenske točke. Na podlagi ugotovitev komisije rezultata tekme ne spreminjajo.

V Tabeli 6.3 smo izračunali povprečne vrednosti odbitkov/ocen sodnikov za fazo leta, doskoka in končno oceno. Iz primerjav korelacij iz Tabele 6.2 in povprečnih vrednosti lahko potrdimo, da manjše povezljivosti za fazo leta prvega sodnika s FIS licenco in obeh kandidatov za FIS licenco odstopajo od povprečne vrednosti povprečnega sodniškega odbitka (SOD). Predvidevamo lahko tudi, da je razlog za take rezultate ločeno ocenjevanje iz posnetkov in se sodniki med seboj niso dogovorili za poenoten kriterij (kako strogo bodo ocenjevali), drug razlog je lahko tudi slabši video posnetek skoka, kjer so nekateri opazili določene napake, drugi ne. Pri fazi doskoka, ko sodniki skakalca gledajo v hrbet, vidijo obe strani telesa in noben segment ne prekriva drugega, povprečni odbitki sodnikov ne odstopajo od povprečnega odbitka vseh sodnikov (SOD).

Med rezultati povezljivosti v Tabeli 6.3 najdemo tudi vrednosti našega matematičnega modela za ocenjevanje skokov (MAT). Povezljivost matematičnega sistema s sodniki je srednja in ne odstopa od povezljivosti sodnikov med sabo. Povprečna vrednost matematičnega modela sovpada s povprečno vrednostjo povprečne ocene sodnikov, kar je pričakovano, glede na to, da smo uporabili minimizacijski algoritem za ta parameter. Povezljivosti matematičnega modela (MAT) s posamezniki glede na povezljivost povprečne vrednosti sodnikov (SOD) s posamezniki je nekoliko manjša. Kar pa ni nujno pravi dejavnik primerjave, saj ocena MAT ni upoštevana pri izračunu povprečne vrednosti sodnikov (SOD). Za boljše rezultate bi potrebovali večje število skakalcev na različnih skakalnicah ter različne variacije skokov, ki bi zajeli vse smernice odbitkov.

Pridobljeni rezultati nakazujejo, da bi s predstavljenim sistemom in uporabljenimi principi lahko nadomestili enega od sodnikov oz. razbremenili ocenjevanje sodnikov za določeno fazo. Najbolj primerna bi bila faza leta, ker tu določen del skoka sodniki vidijo samo z ene strani. Za boljšo natančnost modela bi potrebovali veliko bazo izmerjenih in ocenjenih skokov, na kateri bi se lahko predlagan model učil.

Poglavje 7 Analiza parametrov skoka glede na dolžino in slogovno oceno

V dosedanjih študijah so preučevali različne parametre skoka in kako leti vplivajo na dolžino skoka. Preučevali so različne skupine parametrov, kot so časovna usklajenost in časovni poteki kotov v sklepih, orientacije segmentov ali dinamičnih komponent [56–58]. Ta preučevanja so pripomogla k boljšemu razumevanju discipline, kar se je pokazalo v boljši pripravljenosti tekmovalcev preko razvitih novih tehnik ali v bolj učinkovitih treningih.

Cilj poglavja je analizirati interakcijo biomehaničnih parametrov celotnega skoka in doseženega rezultata z uporabo nosljivega merilnega sistema večih skakalcev. Biomehanika skoka je analizirana v treh glavnih fazah skoka: I. odskok (vzlet), II. vzpostavitev optimalnega položaja za let (vzlet) in III. stabilni let (let). Analiza je izvedena za vsak parameter posebej z namenom povezovanja z dolžino skoka, slogovno oceno skoka in skupno oceno.

7.1 Metode

7.1.1 Merilni protokol

Podatki za analizo biomehaničnih parametrov v tem poglavju so bili pridobljeni po enakem postopku, kot je opisano v Poglavju 6.2.1.

7.1.2 Analiza značilnih kinematičnih in dinamičnih parametrov skoka

Analiza podatkov je izvedena z izračunom Pearsonovega linearnega korelacijskega koeficienta (r) in s pretvorbo v determinacijski koeficient (r^2) med biomehaničnimi parametri, opisanimi v Tabeli 7.1, in dolžino skoka, slogovno oceno ter skupnim rezultatom. Da je parameter povezljiv s širšo populacijo, zajeto v študiji, mora biti faktor p < .05. Izračuni so bili izvedeni na rezultatih 50 skokov. V Tabeli 7.1 so posamezni parametri izračunani ob določenih začetkih ali koncih faz skoka, lahko pa tudi med celotno fazo. Faze skoka in kako le–te določimo, so opisane v Poglavju 3.4.

Tabela 7.1: Opis 54 parametrov, ki se uporabljajo za karakterizacijo skoka, ki se pojavljajo v literaturi. V tabeli je tudi nekaj parametrov, ki se jih do sedaj ni dalo meriti. Vsakemu parametru pripadata povprečna vrednost in standardna deviacija 50 skokov ter njihove determinacijske koeficiente (r_n^2) z dolžino skoka, sodniško oceno in točkami.

PARAMETER	Opis	Povp. \pm SD	r ² _{dolzina}	r ² _{ocena}	$r_{rezultat}^2$
Faza odriva — OD					
Trajanje odrivne faze	Čas med začetkom odriva in koncem iztegnitve v kolenu, ki sovpada z začetkom in koncem OD	$(563\pm202)\mathrm{ms}$	0,07 (-)	$0,11^{rac{1}{ abla}}$	0,05 (-)
Trajanje odriva	Čas med začetkom odriva in trenutkom največjega vertikalnega pospeška smuči	$(411 \pm 162) \text{ ms}$	0,17* (-)	$0,12^{\bigtriangledown}$	0,05 (-)
Kotna hitrost goleni	Povprečna sagitalna kotna hitrost goleni med OD	$(-150\pm 48)^{\circ}/s$	0,15* (-)	0,21**	0,07 (-)
Kotna hitrost stegna	Povprečna sagitalna kotna hitrost stegna med OD	$(49 \pm 23)^{\circ}/s$	0,06 (-)	0,00	0,01
Kotna hitrost trupa	Povprečna sagitalna kotna hitrost trupa med OD	$(45\pm 65)^{\circ}/s$	0,06	0,11 [▽] (-)	0,05
Začetni kot gležnja	Kot gležnja ob začetku OD	(38,0±7,7)°	0,40***	0,26**	0,33***
Začetni kot kolena	Kot kolena ob začetku OD	(78,2±9,3)°	0,15*	0,03	0,13*
Začetni kot kolka	Kot kolka ob začetku OD	$(50,0\pm 12,7)^{\circ}$	0,25** (-)	0,17* (-)	0,25** (-)
Začetni kot trupa	Kot trupa glede na horizont v XY ravnini ob začetku OD	$(-0,9\pm11,8)^{\circ}$	0,09 (-)	0,04 (-)	0,12 [▽] (-)
Začetni kot rok	Kot rok glede na horizont v XY ravnini ob začetku OD	$(-9,1\pm 9,9)^{\circ}$	0,11 [▽] (-)	0,01 (-)	0,13* (-)
Začetni kot napada	Kot tetive telesa glede na horizont v XY ravnini ob začetku OD	$(32,3\pm7,6)^{\circ}$	0,05 (-)	0,06 (-)	0,13* (-)
Začetni kot nog	Kot tetive nog glede na horizont v XY ravnini ob začetku OD	$(81,8\pm5,5)^{\circ}$	0,30**	0,02	$0,12^{*}$
Začetni kot smuči	Naklon smuči glede na horizont v XY ravnini ob začetku OD	$(-10,4\pm2,4)^{\circ}$	0,07	0,11 ⁷ (-)	0,08
Začetni indeks skakalca	Razdalja med gležnjem in vrhom glave v X osi XY ravnine ob začetku OD	$(0,56\pm0,17)$ m	0,06 (-)	0,07 (-)	0,12* (-)
Začetni indeks smuči	Razdalja med spodnjim in zgornjim delom smuči v X osi XY ravnine ob začetku OD	(-0.43 ± 0.01) m	0,07	0,11 [▽] (-)	0,08
Končni kot gležnja	Kot gležnja ob koncu OD	$(47,4\pm15,3)^{\circ}$	0,02	0,30**	0,09
Končni kot kolena	Kot kolena ob koncu OD	$(172,2\pm14,3)^{\circ}$	0,33***	0,04 (-)	0,17*
Končni kot kolka	Kot kolka ob koncu OD	$(147.0\pm24.3)^{\circ}$	0,07	0,28** (-)	0,01 (-)
Končni kot trupa	Kot trupa glede na horizont v XY ravnini ob koncu OD	$(25.8 \pm 19.7)^{\circ}$	0.03	0.15* (-)	0.00 (-)
Končni kot rok	Kot rok glede na horizont v XY ravnini ob koncu OD	$(-13.6 \pm 19.5)^{\circ}$	0,00	0,09 (-)	0.03 (-)
Končni kot napada	Kot tetive telesa glede na horizont v XY ravnini ob koncu OD	$(39,6\pm9,7)^{\circ}$	0,04	0,15*	0,08
Končni kot nog	Kot tetive nog glede na horizont v XY ravnini ob koncu OD	$(51.3\pm9.5)^{\circ}$	0.03	0,41***	0,12♡
Končni kot smuči	Naklon smuči glede na horizont v XY ravnini ob koncu OD	$(5,8\pm 8,2)^{\circ}$	0,17*	0,02	0,15*
Končni indeks skakalca	Razdalja med gležnjem in vrhom glave v X osi XY ravnine ob koncu OD	(1.04 ± 0.30) m	0,08	0.05	0,08
Končni indeks smuči	Razdalja med spodnjim in zgornjim delom smuči v X osi XY ravnine ob koncu OD	(0.24 ± 0.40) m	0,17*	0.02	0,15*
Vert. pospešek smuči	Največji vertikalni pospešek smuči med OD	$(63.8 \pm 14.6) \text{ m/s}$	0,37***	0,45***	0,49***
Sila odriva	Povprečna skupna reakcijska sila tal med OD — sila odriva	(1086 ± 269) N	0,24**	0.05	0,15*
Sila kolka	Povprečna sila v kolku med OD	(783 ± 118) N	0.09	0.13* (-)	0,06
Sila kolena	Povprečna sila v kolenu med OD	(509 ± 122) N	0,15*	0.03	0,15*
Sila gležnja	Povprečna sila v gležnju med OD	(540 ± 136) N	0.13*	0.05	0.14*
Navor kolka	Povprečen navor v kolku med OD	(2177 ± 866) Nm	0,09	0,02 (-)	0.05
Navor kolena	Povprečen navor v kolenu med OD	(469 ± 166) Nm	0,13♡	0,04	0,11 [▽]
Navor gležnja	Povprečen navor v gležnju med OD	(784 ± 278) Nm	0,05	0,05	0,05

Opomba: $\nabla p < 0.05$, p < 0.01, p < 0.001, p < 0.001, p < 0.0001; Parametri se nanašajo na literaturo [5, 7–10, 29, 36, 39, 56–63]

(tabele se nadaljuje na naslednji strani)

PARAMETER	Opis	Povp. \pm SD	r ² _{dolzina}	r ² _{ocena}	$r_{rezultat}^2$
FAZA VZPOSTAVITVE OPTIMALNEO	GA POLOŽAJA ZA LET — OP				
Trajanje OP faze	Čas med koncem iztegnitve v kolenu pri odskoku in koncem gibanja smuči	$(673 \pm 128) \text{ms}$	$0,10^{\bigtriangledown}$	0,27**	$0,18^{*}$
	v V-slog, ki sovpada z začetkom in koncem časa ko skakalec vzpostavi opti-				
Kotna hitrost nagiba smuči	Povprečna kotna hitrost nagiba smuči navznoter med levo in desno smučko v	$(44.1 \pm 13.9)^{\circ}/s$	0.00	0.40*** (-)	0.06 (-)
	celotni OP	(1,1,1,1,1,0,,) /0	0,00	0,10 ()	0,00()
Kotna hitrost V-sloga smuči	Povprečna kotna hitrost gibanja smuči V-sloga med celotno OP	$(17,6\pm 17,7)^{\circ}/s$	0,09 (-)	0,35*** (-)	0,12* (-)
Kotna hitrost trupa	Povprečna sagitalna kotna hitrost trupa med celotno OP	$(-11,1\pm14,4)^{\circ}/s$	0,16* (-)	$0,17^{*}$	0,10 [▽] (-)
Kot naklona smuči	Največji naklon smuči glede na horizont v XY ravnini v OP	$(16,0\pm 5,3)^{\circ}$	0,15* (-)	0,13*	0,04
Faza stabilnega leta — SL					
Kot naklona smuči	Mediana naklona smuči glede na horizont v XY ravnini v SL	$(1,0\pm 4,7)^{\circ}$	0,18* (-)	0,44*** (-)	0,01 (-)
Kotna hitrost nagiba smuči	Mediana nagiba smuči navznoter med levo in desno smučko med SL	$(18,5\pm7,0)^{\circ}/s$	0,04	0,28** (-)	0,12 [▽] (-)
Kotna hitrost V-sloga smuči	Mediana kota V-sloga smuči med SL	$(55,6\pm9,4)^{\circ}/s$	0,15* (-)	0,38*** (-)	0,09 (-)
Kot gležnja	Mediana kota gležnja med SL	$(24,0\pm 12,6)^{\circ}$	0,13*	0,29**	0,15*
Kot kolena	Mediana kota kolena med SL	$(171,3\pm15,8)^{\circ}$	0,23**	0,04 (-)	$0,18^{*}$
Kot kolka	Mediana kota kolka med SL	$(178, 4 \pm 9, 8)^{\circ}$	0,00 (-)	0,39*** (-)	0,10 [▽] (-)
Kot trupa	Mediana kota trupa glede na horizont v XY ravnini med SL	$(11,3\pm7,7)^{\circ}$	0,23** (-)	0,19* (-)	0,30** (-)
Kot napada	Mediana kota tetive telesa glede na horizont v XY ravnini med SL	$(15,4\pm 5,6)^{\circ}$	0,24** (-)	0,09	0,25** (-)
Kot rok	Mediana kota rok glede na horizont v XY ravnini med SL	$(-18,5\pm10,3)^{\circ}$	$0,10^{orall}$	0,04 (-)	0,01
Kot nog	Mediana kota tetive nog glede na horizont v XY ravnini med SL	$(19,0\pm 6,9)^{\circ}$	0,06 (-)	0,28**	0,05 (-)
Indeks skakalca	Razdalja med gležnjem in vrhom glave v X osi XY ravnine med SL	$(0,45\pm0,16)~{ m m}$	0,24** (-)	0,05	0,27** (-)
Indeks smuči	Razdalja med spodnjim in zgornjim delom smuči v X osi XY ravnine med SL	$(0,04\pm0,20)$ m	0,12* (-)	0,45*** (-)	0,01 (-)
Sila vzgona (Poglavje 3.6)	Mediana sile vzgona med SL	$(289 \pm 37) \mathrm{N}$	0,31***	0,10 [∨] (-)	0,27**
Sila upora (Poglavje 3.6)	Mediana sile zračnega upora med SL	$(200 \pm 40) \mathrm{N}$	0,24**	0,24** (-)	0,13*
Porast sile vzgona	Razlika med 95 in 5 percentilom sile vzgona med SL	$(123 \pm 53) \mathrm{N}$	0,47***	0,07	0,36***
Porast sile upora	Razlika med 95 in 5 percentilom sile zračnega upora med SL	$(98 \pm 72) \mathrm{N}$	0,12* (-)	0,22* (-)	0,14* (-)

(nadaljevanje Tabele 7.1)

Opomba: $^{\forall}p < 0,05, *p < 0,01, **p < 0,001, ***p < 0,0001$; Parametri se nanašajo na literaturo [5, 7–10, 29, 36, 39, 56–63] (tabele se nadaljuje na naslednji strani)

(nadaljevanje Tabele 7.1)

PARAMETER	Opis	Povp. \pm SD	r ² _{dolzina}	r ² _{ocena}	$r_{rezultat}^2$
Ocenjevalna faza leta					
Nesimetričnost rok	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(17,76 \pm 10,88)^{\circ}$	0,18* (-)	0,29** (-)	0,21** (-)
Nesimetričnost stegen	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(14,32\pm6,30)^{\circ}$	0,29**	0,29** (-)	$0,17^{*}$
Nesimetričnost goleni	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(29,22\pm 5,72)^{\circ}$	0,06	0,11 [∀] (-)	0,08 [▽] (-)
Nesimetričnost smuči	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(30,36\pm6,30)^{\circ}$	$0,10^{\bigtriangledown}$	0,53*** (-)	0,09 [▽] (-)
Nemirnost rok	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(7,44 \pm 2,86)^{\circ}$	$0,10^{\bigtriangledown}$	0,21*	0,20**
Nemirnost stegen	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(4,58\pm1,71)^{\circ}$	0,13♡	0,06	$0,16^{*}$
Nemirnost goleni	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(4,58\pm1,71)^{\circ}$	$0,20^{*}$	0,01 (-)	0,19**
Nemirnost smuči	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	$(8,02\pm3,43)^{\circ}$	0,32**	0,05 (-)	0,27**
Mediana sile vzgona	V Poglavju 6.2.3 je izračun in opis parametra	(353 ± 45) N	0,12 [▽] (-)	0,22* (-)	0,18* (-)
Ocenjevalna faza doskoka					
Kot v levem gležnju	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(58,5 \pm 12,3)^{\circ}$	0,40***	0,44***	0,38***
Kot v desnem gležnju	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(57,4\pm11,1)^{\circ}$	0,42***	0,39***	0,44***
Kot v levem kolenu	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(129,4\pm 16,8)^{\circ}$	$0,12^{\bigtriangledown}$	0,19♡	0,13♡
Kot v desnem kolenu	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	(119,5±24,0)°	$0,\!14^{\bigtriangledown}$	$0,\!14^{\bigtriangledown}$	$0,\!20^{\bigtriangledown}$
Kot v levem kolku	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(117,8\pm21,1)^{\circ}$	0,23* (-)	0,13♡	0,15 [▽] (-)
Kot v desnem kolku	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(111,5\pm 22,8)^{\circ}$	0,21 [▽] (-)	$0,\!07^{\bigtriangledown}$	0,13 [▽] (-)
Kot v levi rami v anteriorno–posteriorni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(26,5\pm 17,4)^{\circ}$	0,19 [▽] (-)	0,23*	0,00
Kot v desni rami v anteriorno-posteriorni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(28,7\pm 17,7)^{\circ}$	$0,18^{\bigtriangledown}$	0,30**	0,24*
Kot v levi rami v medialno–lateralni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(37,7\pm 20,5)^{\circ}$	$0,\!22^{\bigtriangledown}$	0,31**	0,32**
Kot v desni rami v medialno–lateralni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(1,0\pm 18,4)^{\circ}$	0,06	0,09 [▽] (-)	0,01
Razdalja razkoraka v anteriorno–posteriorni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(0,074 \pm 0,043)$ m	0,15♡	0,05 (-)	0,02
Razdalja razkoraka v medialno–lateralni osi	V Poglavju 6.2.4 je izračun in opis parametra	$(0,\!055\pm0,\!047)m$	0,08 [▽] (-)	0,26* (-)	0,13 [▽] (-)
Ocenjevalna faza vožnje v iztek					
Povprečen naklon trupa	V Poglavju 6.2.5 je izračun in opis parametra	$(58,4 \pm 12,4)^{\circ}$	0,27*	0,44***	0,31**
Največji zasuk smuči v inferiorno-superiorni osi	V Poglavju 6.2.5 je izračun in opis parametra	$(57,4\pm11,2)^{\circ}$	0,42***	0,23*	0,44***
Največji nagib smuči	V Poglavju 6.2.5 je izračun in opis parametra	$(22,4\pm 9,7)^{\circ}$	$0,\!12^{\bigtriangledown}$	0,19♡	0,13♡
Nemirnost rok	V Poglavju 6.2.5 je izračun in opis parametra	$(2,09\pm0,42)$ rad	$0,\!14^{ abla}$	$0,\!14^{ abla}$	$0,20^{*}$

Opomba: $^{\forall}p < 0.05$, $^{*}p < 0.01$, $^{**}p < 0.001$, $^{***}p < 0.0001$; Parametri se nanašajo na literaturo [5, 7–10, 29, 36, 39, 56–63]

7.2 Rezultati

Rezultati analize se nahajajo v Tabeli 7.1, kjer so parametri razdeljeni v tri skupine po glavnih fazah skoka (fazi odriva, vzpostavitve optimalnega leta in stabilnega let). Vsak parameter ima poleg srednje vrednosti in standardne variacije tudi opis, na kakšnem intervalu ga računamo.

Povprečna vrednost dolžine skoka je $55,2 \pm 11,2$ točk (minimalna: 21,3 točk in največ: 75,3 točk). Povprečna vrednost slogovne ocene skoka je $47,4 \pm 1,5$ točk (minimalna: 43,0 točk in največ: 51,0 točk). Povprečna vrednost skupne ocene skoka je $102,6 \pm 11,8$ točk (minimalna: 66,8 točk in največ: 124,4 točk).

Na dolžino skoka v fazi odriva vplivajo čas odriva, kotna hitrost gležnja, začetni kot v gležnju in kolku, kot tetive nog ter končni kot kolena ob koncu faze. Na dolžino vpliva tudi sila odriva. Na slogovno oceno v tej fazi najbolj vplivata končni kot v gležnju in kot tetive nog. Za skupni rezultat je najpomembnejši začetni kot gležnja in začetni kot kolka.

V fazi, ko skakalec vzpostavlja optimalni položaj za let, imata kotna hitrost nagiba smuči in kotna hitrost smuči za vzpostavitev V-sloga največji vpliv na slogovno oceno skoka.

Med stabilnim letom ima na dolžino skoka največji vpliv sila vzgona skupaj s porastom te sile, kar se kaže kot srednja povezanost. Nizko do srednjo povezanost z dolžino skoka kažejo tudi aerodinamični indeks skakalca, kot napada in položaj trupa, med sabo so (si) zelo povezani. Na slogovno oceno vplivajo kot naklona smuči, kotna hitrost smuči za vz-postavitev V-sloga, kot v kolku, kot nog ter aerodinamični indeks smuči. Če opazujemo parametre, ki vplivajo na skupno oceno, so isti kot za dolžino skoka.

7.3 Diskusija

Zaradi kompleksnosti izvedbe skoka ne moremo pričakovati, da bo en sam parameter visoko (>0,7) ali zelo visoko (>0,9) povezljiv z dolžino, oceno ali končnim rezultatom. Lahko pričakujemo, da kakšen parameter nakazuje srednjo (>0,4) oziroma nizko (>0,2) povezljivost.

Iz študij smo razbrali, da je faza odriva zelo pomembna za končni rezultat, saj je vsaka naslednja faza odvisna od prejšnje. Virmavirta in Komi [59] pravita, da so časovni dogodki v fazi odriva zelo pomembni za dolžino skoka. Povprečni čas trajanja faze odriva in trajanje odriva je v naši študiji nekoliko daljši, vendar zaznavamo neznatno povezanost z dolžino skoka. Neznatno povezanost smo zaznali tudi pri kotni hitrosti stegna. V naši študiji je povprečna vrednost kotnih hitrosti goleni manjša, kot jo navajajo Arndt et al. [57].

Virmavirta et al. [9], Komi in Virmavirta [56] pravijo, da je začetni položaj skakalca zelo pomemben. Pri začetnih kotih segmentov in sklepov zaznavamo nizko do srednjo povezanost parametrov z dolžino skoka. V naši študiji se je izkazalo, da lahko začetni kot gležnja še najbolj povežemo z dolžino skoka, saj je determinacijski koeficient 0,40. Virmavirta et al. [9] navajajo, da pomembno vlogo igra tudi koordinacija gibov, ki se kaže kot eksplozivnost odskoka skozi kot v gležnju in kolenu, ke je še nismo analizirali v naši študiji. Položaji kotov na koncu odrivne faze niso tako povezani z razdaljo kot na začetku faze. Zaznali smo, da je pomemben kot v kolenu in s tem posledično položaj stegna ter kot smuči ob koncu odskoka. Analiza dinamičnih parametrov kaže, da je sila odriva nizko povezana in vertikalni pospešek smuči srednje povezan z dolžino skoka. Z odrivno silo skakalec povzroči vertikalni pospešek smuči in s tem pridobiva višino ter nasprotuje sili upora zraka, ki je pomemben dejavnik pri vzpostavitvi optimalnega položaja za let [7, 10, 57, 59]. Sklepne sile in sklepni navori se kažejo v sili odriva, kar kažejo nizke povezljivosti teh parametrov z dolžino skoka. Pri sklepni sili kolka nismo zaznali take povezljivosti kot v kolenu in gležnju. Skakalec pri prehodu iz odskoka v optimalni položaj za let noče izgubljati hitrosti, zato poskuša trup obdržati v horizontalnem položaju, da zmanjša silo zračnega upora. Hkrati mora pridobiti tudi višino, kar povzroči z gibanjem v gležnju in kolku. To gibanje se kaže v sklepni sili gležnja in kolena.

Virmavirta et al. [8], Schwameder et al. [29], Arndt et al. [57] poročajo, da je majhen kot smuči na horizont pomemben za doseganje dolgih skokov. Pravijo, da je za doseganje dolgega skoka potrebno pravo gibanje med odrivom in majhen upor zraka na smuči med vz-postavitvijo položaja za let. Zaznavamo neznatno povezljivost kota naklona smuči z dolžino skoka, manjši kot je kot, manj zračnega upora ustvarjajo smuči. Schwameder [39] je omenil, da je v tej fazi pomembna hitrost vzpostavitve položaja za let, kjer tudi mi zaznavamo neznatno povezljivost tako v času trajanja faze kot pri kotni hitrosti trupa, saj skakalec v tej fazi želi ohraniti čim več zaletne hitrosti.

Med stabilnim letom je za doseganje dolgih skokov najbolj pomembna izraba vzgona [29]. Sila vzgona in sila zračnega upora sta odvisni od hitrosti skakalca, kar lahko opazimo v enačbah (2.1), (2.2) in (3.17) [5]. Da skakalec vzdržuje hitrost, mora imeti aerodinamični položaj, kar se izraža preko kotov segmentov in sklepov, kjer smo zaznali nizko povezanost kota trupa in kota tetive telesa z dolžino skoka. Aerodinamični indeks je odvisen od kota tetive telesa in višine skakalca ter kaže nizko povezanost z dolžino skoka. Naraščanje sile vzgona in sila vzgona kažeta srednjo povezanost z dolžino skoka.

V dosedanjih študijah niso obravnavali korelacije omenjenih parametrov na sodniško oceno. V prvem delu te diskusije smo omenili, da je faza odriva zelo pomembna za dolžino

skoka, sodniki pa te faze ne ocenjujejo. Vendar smo kljub temu mnenja, da je ta faza pomembna tudi za doseganje dobre sodniške ocene, saj se dober odskok izrazi v skok z manjšimi korekcijami in s tem v boljšo sodniško oceno. Zaznali smo, da sta končni kot gležnja in končni kot tetive nog srednje povezana s sodniško oceno. Tu ne smemo pozabiti še na nizko povezanost končnega kota kolka in kotne hitrosti goleni. Zaznali smo tudi srednjo povezanost vertikalnega pospeška smuči s sodniško oceno.

Faza vzpostavitve optimalnega položaja za let igra večjo vlogo na sodniško oceno kot na dolžino skoka, saj se ta faza z vidika sodnikov že ocenjuje. Zaznali smo srednjo povezljivost parametra kotne hitrosti nagiba smuči s sodniško oceno. Nagib smuči lahko povezujemo z bolj stabilnim letom in s tem z bolj simetričnim letom ter boljšim izkoristkom aerodinamične sile, saj skakalec skupaj s svojim položajem in hitrostjo ustvarja vzgon. Trajanje faze OP ter kotna hitrost smuči za vzpostavitev V-sloga sta nizko povezana s sodniško oceno.

Parametri za fazo stabilnega leta kažejo največjo povezljivost s sodniško oceno, saj zajema ta faza večji del ocenjevanja sodnikov (odbitki za fazo leta). Od kinematičnih parametrov imajo kot kolka, kot smuči na horizont ter kotni hitrosti smuči največjo povezljivost (srednjo) s sodniško oceno. Iz kota naklona smuči in dolžine smuči izračunamo indeks aerodinamičnosti smuči, ki je srednje povezan s sodniško oceno.

Pri analizi vseh skupin parametrov (OD, OP in SL) in njihove povezljivosti z dolžino skoka in sodniško oceno vidimo, da si niso skupni. Parameter, ki znatno vpliva na dolžino, ni nujno, da vpliva na sodniško oceno. Z vključitvijo skupnega rezultata v študijo opazimo, da so parametri, ki vplivajo na dolžino, bolj povezljivi tudi s končno oceno. Iz tega lahko sklepamo, da dolg skok dobro izkorišča pogoje za izrabo aerodinamičnih sil in prinaša stabilen ter tekoč let, kar lahko povezujemo s skupno boljšim rezultatom.

Za parametre, ki smo jih izračunali v poglavjih 6.2.4, 6.2.3 in 6.2.5, se je izkazalo, da jih lahko povezujemo z dolžino skoka, oceno sloga ali skupnim rezultatom. Nesimetričnost stegen v fazi leta, nemirnost smuči v fazi leta, kot v levem in desnem gležnju v fazi doskoka nakazujejo srednjo povezljivost z dolžino skoka. Zaznali smo, da so nesimetričnost smuči, stegen in rok med letom srednje povezani s sodniško oceno. S sodniško oceno lahko srednje povežemo med fazo doskoka naslednje parametre: kot v levem in desnem gležnju ter kot v levi in desni rami. Drža telesa med fazo vožnje v iztek kaže srednje povezanost s sodniško oceno.

Poglavje 8 Zaključek

Vsi cilji disertacije so stremeli k metodi preučevanja in ocenjevanja pripravljenosti skakalca. Dosedanje tradicionalne metode so cenovno nedostopne, težavne za namestitev, časovno potratne ter ne nudijo toliko informacij, kot jih lahko nudimo z omenjenim sistemom. Trenerji se zaradi omenjenih težav poslužujejo predvsem video kamer, s katerimi zajamejo skok. Preprosta video analiza skoka predstavlja predvajanje počasnega posnetka in ocenjevanja videnega s prostim očesom, kar trenerju ne nudi objektivnega ocenjevanja. Za kompleksnejšo analizo uporabljajo razne programe za video analizo, vendar je tudi ta metoda časovno potratna. Ker so smučarski skoki predvsem tekmovalna disciplina, se vse bolj kaže potreba po uporabniku prijaznih metodah, ki trenerju nudijo ustrezno povratno informacijo, obenem pa ne zahtevajo strokovnega predznanja za uporabo. Predstavljen senzorno pod-prt pripomoček omogoča enostavno in objektivno ocenjevanje ter dolgoročno spremljanje tekmovalčeve pripravljenosti.

Z uporabo inercialnih merilnih enot, ki so razvite v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani [47], smo razvili merilni sistem, ki je enostaven za namestitev na skakalca in ga lahko uporablja trener. Merilne enote, opremljene s silikonskimi trakci, namestimo na skakalca pred treningom. Merilni sistem skakalec uporablja nemoteno skozi celoten trening. Lokacije senzorjev so postavljene tako, da je kalibracija senzornih signalov na segment enostavna. Vendar moramo po namestitvi enot izmeriti lokacije merilnih enot na skakalcu. Temu postopku bi se lahko izognili v primeru standardizirane obleke z žepki za merilne enote, ki bi poleg tega problema reševala tudi hitrejšo namestitev sistema na skakalca. S takim sistemom merimo izvedbo skoka skozi vse faze. Vsaka merilna enota je opremljena z radijskim oddajnikom (2,4 GHz IEEE 802.15.4), s katerim sinhroniziramo inercialne senzorje. Med prenosom podatkov po končanem skoku so se pojavljale komunikacijske težave, predvidoma zaradi zasedenosti komunikacijskega kanala na frekvenčnem območju 2,4 GHz, kjer se tudi nahaja WiFi (IEEE 802.11). Pri naslednji verziji merilnega sistema predlagamo uporabo takega radijskega oddajnika, ki deluje na drugih, manj zasedenih frekvenčnih območij (npr.: 3,5 GHz–6,5 GHz IEEE 802.15.4–2011). Na začetku smo imeli tudi težave s pisanjem senzornih podatkov na spominske kartice. Po določenem času potrebuje spominska kartica več časa za zapis podatkov, kot je čas osveževanja podatkov, zato smo program priredili tako, da imamo sedaj krožni pomnilnik, iz katerega se podatki zapisujejo v kartico. Pri naslednji verziji sistema bi namesto SPI vodila, po katerem se zapisujejo podatki na kartico, uporabili hitrejše namensko vodilo, ki ima štiri dvosmerne podatkovne linije.

Predstavljena je metoda merjenja orientacije segmentov v 3D prostoru med skokom, preko signalov iz IME. Metoda se razlikuje od ostalih, saj je skok sestavljen iz oporne in neoporne faze. Tako se znan naklon skakalnice uporabi za izračun začetnih vrednosti orientacij. Iz surovih signalov smo tudi razbrali časovne dogodke skoka. Izračun kinematičnega modela se izvede avtomatsko, brez kakšnega dodatnega ekspertnega znanja upravljavca merilnega sistema. Največjo težavo pri izračunu predstavljata dve komponenti: tresljaji smuči, ko drsijo po naletu in se prenašajo po kinematični verigi navzgor, kar se izraža kot večja negotovost začetne orientacije segmentov, in lezenje signalov žiroskopa, ki se pozna pri integraciji in s tem na pridobljeni spremembi orientaciji segmentov. Tresljaje senzorja na smučki smo skušali reševati z namestitvijo absorbcijske pene, ki ni imela pravega učinka. Preko spreminjanja lokacije namestitve smo se odločili, da senzor namestimo za vezmi, kjer je tresljajev nekoliko manj kot pred njimi, kar pa še vedno ni rešilo težave.

Zgradili smo Newton–Eulerjev inverzni model, ki omogoča vpogled v potek sil in navorov v sklepih skakalca. Izračunamo lahko tudi silo odriva, ki vpliva na dolžino skoka. Model je dovolj občutljiv za uporabo na skakalnici, kar smo tudi pokazali s preizkusom in primerjavo signalov iz pritiskovne plošče, vgrajene v skakalnico. Pri modelu nismo upoštevali aerodinamičnih sil, ki delujejo na posamezni segment v prvi oporni fazi skoka. Med razvojem modela smo naredili enostaven aerodinamični model, ki te sile upošteva. Računali smo silo zračnega upora v zaletni fazi, ko je skakalec v počepu in je le–ta prisotna. Predpostavili smo, da je sila vzgona med odrivom zanemarljiva. Največjo težavo pri tem izračunu predstavlja določitev koeficientov aerodinamičnosti (enačbi (2.1) in (2.2)), zato smo te sile pri končnem modelu izpustili. Naslednjič bi oblečene skakalce v opremi skenirali s 3D skenerji. Iz oblaka točk bi bilo mogoče rekonstruirati grafični model. Model bi lahko tako uporabili za izračun potrebnih površin in aerodinamičnih koeficientov potrebnih za izračun

Matematični model ocenjevanja sloga je zasnovan na osnovi 50 skokov, ki smo jih razdelili na dve skupini. Kontrolna skupina je vsebovala 10 skokov. Rezultati zadovoljivo korelirajo, vendar vseh kriterijev nismo mogli preizkusiti zaradi premajhnega števila skokov

in premajhne variacije nekaterih odbitkov. Rezultati nakazujejo, da je možno izvesti statistični model ob zadostnem številu skokov z zadostno variacijo vseh kriterijev ocenjevanja in ga s pomočjo metod strojnega učenja naučimo slogovnega ocenjevanja skokov. Največjo težavo predstavlja velikost baze meritev in baze sodnikov. Naslednjič bi v merilnem protokolu raje uporabil več skakalcev z manjšim številom skokov, s tem bi pridobil raznolikost slogov skakanja. Ker je predlagani sistem do neke mere invaziven za športnika, bi lahko uporabili kakšne drugačne pristope k določanju kinematičnih parametrov. Eden od takih sistemov bi lahko deloval na podlagi metod strojnega vida. Tako bi lahko tak sistem pripeljali na kakršno koli tekmo in enostavno dobili veliko bazo skokov ter sodniških ocen za nadaljnjo obdelavo in izgradnjo novega ocenjevalnega modela.

Iz objavljene literature smo izbrali parametre, ki so jih preučevali tudi drugi in te parametre analizirali na naših skakalcih. Zanimalo nas je, kako le-ti vplivajo na dolžino skoka. Do danes povezanosti teh parametrov niso bile raziskovane niti kako slednji vplivajo na sodniško oceno sloga, kar je tudi predstavljeno v naši študiji. V objavljeni literaturi so preučevali le peščico parametrov naenkrat zaradi omejenih uporabljenih metod. Z našim sistemom smo zmožni preučevati parametre skozi celoten skok. S celostno analizo smo dobili vpogled v razumevanje karakterizacije skoka. To je potrdilo, da so skoki sestavljeni iz kompleksne sekvence gibov, ki je močno povezana s trenutno fizično in psihično pripravljenostjo skakalca. V analizo nismo mogli vključiti še vseh ostalih skokov, ki smo jih preučevali v predhodnih študijah, ker nismo imeli podatkov o dolžini skoka. Če bi analizo ponovno izvajali, bi si merilni protokol uredili tako, da bi spremljali napredek nekaterih skakalcev med celotno sezono in primerjali podatke s treningov ter rezultate tekem.

Izvirni prispevki doktorske disertacije

- Izračun kinematičnih spremenljivk skoka s kinematičnim modelom iz podatkov nosljivega merilnega sistema v trodimenzionalnem prostoru.
- Verificiran inverzni dinamični model skakalca z namenom izračuna sil in navorov, ki delujejo v sklepih in na podlago.
- Prepoznavanje značilnih kinematičnih in dinamičnih parametrov skoka smučarskega skakalca.

Prazna stran

Literatura

- [1] G. M. Burov. Some mesolithic wooden artifacts from the site of vis i in the european north east of the ussr. V *The Mesolithic in Europe. International Symposium. 3*, str. 391–401, 1990.
- [2] T. Ashburner. *The history of ski jumping*. Quiller Press, 2003.
- [3] R. Straumann. Vom skiweitsprung und seiner mechanik (teil 1). Ski Jahrbuch des Schweizerischen Ski-Verbandes, 20: 11–29, 1926.
- [4] W. Müller. Performance factors in ski jumping. V *Sport aerodynamics*, str. 139–160. Springer, 2008.
- [5] B. Schmölzer in W. Müller. Individual flight styles in ski jumping: results obtained during olympic games competitions. *Journal of biomechanics*, 38(5): 1055–1065, 2005.
- [6] J. Vodičar, M. Čoh in B. Jošt. Kinematic structure at the early flight position in ski jumping. *Journal of human kinetics*, 35(1): 35–45, 2012.
- [7] T. Sasaki, K. Tsunoda in H. Nishizono. Video analysis of take-off actions in ski jumping. *Journal of Biomechanics*, 22(10): 1078, 1989.
- [8] M. Virmavirta, J. Isolehto, P. Komi, G.-P. Brüggemann, E. Müller in H. Schwameder. Characteristics of the early flight phase in the Olympic ski jumping competition. *Journal of Biomechanics*, 38(11): 2157–2163, 2005.
- [9] M. Virmavirta, J. Isolehto, P. Komi, H. Schwameder, F. Pigozzi in G. Massazza. Take-off analysis of the Olympic ski jumping competition (HS-106m). *Journal of biomechanics*, 42(8): 1095–1101, 2009.
- [10] J. Vodicar in B. Jost. The factor structure of chosen kinematic characteristics of take-off in ski jumping. *Journal of human kinetics*, 23: 37–45, 2010.
- [11] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene in P. H. Veltink. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of biomechanics*, 35(4): 537–542, 2002.
- [12] J. Chardonnens, J. Favre, B. Le Callennec, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian. Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *Journal* of sports sciences, 30(1): 53–61, 2012.
- [13] J. Chardonnens, J. Favre, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian. A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 46(1): 56–62, 2013.
- [14] J. Chardonnens, J. Favre, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian. Measurement of the dynamics in ski jumping using a wearable inertial sensor-based system. *Journal of sports sciences*, 32(6): 591–600, 2013.
- [15] G. Logar in M. Munih. Estimation of joint forces and moments for the in-run and take-off in ski

jumping based on measurements with wearable inertial sensors. *Sensors*, 15(5): 11258–11276, 2015.

- [16] M. Virmavirta, J. Kivekäs in P. V. Komi. Take-off aerodynamics in ski jumping. *Journal of Biomechanics*, 34(4): 465–470, 2001.
- [17] G. J. Ettema, S. Braten, M. F. Bobbert et al. Dynamics of the in-run in ski jumping: A simulation study. *Journal of applied biomechanics*, 21(3): 247, 2005.
- [18] H. Chowdhury, F. Alam in D. Mainwaring. Aerodynamic study of ski jumping suits. Procedia Engineering, 13: 376–381, 2011.
- [19] C. Barelle. Sport Aerodynamics: on the Relevance of Aerodynamic Force Modelling versus Wind Tunnel Testing. INTECH Open Access Publisher, 2011.
- [20] E. Spring, S. Savolainen, J. Erkkila, T. Hamalainen in P. Pihkala. Drag area of a cross-country skier. *JAB*, 4(2), 2010.
- [21] P. Di Prampero, G. Cortili, P. Mognoni in F. Saibene. Equation of motion of a cyclist. *Journal* of *Applied Physiology*, 47(1): 201–206, 1979.
- [22] M. Tavernier, P. Cosserat, E. Joumard in P. Bally. Influence des effets aérodynamiques et des appuis ski-neige sur la performance en ski alpin [influence of aerodynamic effects and ski–snow frictions on performance in alpine skiing]. *Science et motricité*, 21: 21–26, 1994.
- [23] K. Watanabe in T. Ohtsuki. Postural changes and aerodynamic forces in alpine skiing. Ergonomics, 20(2): 121–131, 1977.
- [24] K. Watanabe in T. Ohtsuki. The effect of posture on the running speed of skiing. *Ergonomics*, 21(12): 987–998, 1978.
- [25] B. Jošt in F. Vaverka. Osnove biomehanike smučarskega skoka. Fakulteta za telesno kulturo, 1988.
- [26] B. Jošt. Teorija in metodika smučarskih skokov: (izbrana poglavja). Fakulteta za šport, 2009. ISBN 9789616583855.
- [27] International Competition Rules (ICR) Ski Jumping. International Ski Federation, 2017. Dostopno na: http://www.fis-ski.com/mm/Document/documentlibrary/ Skijumping/03/19/96/ICRSkiJumping2017_clean_English.pdf, [14. 6. 2017].
- [28] Specifications for Competition Equipment and Commercial Markings. International Ski Federation, 2017. Dostopno na: http://www.fis-ski.com/ mm/Document/documentlibrary/Marketing/04/30/53/170614_ CompetitionequipmentENG1718final_Neutral.pdf, [26. 10. 2017].
- [29] H. Schwameder, E. Müller, E. Lindenhofer, G. DeMonte, W. Potthast, P. Brüggemann, M. Virmavirta, J. Isolehto in P. Komi. Kinematic characteristics of the early flight phase in ski-jumping. *Science and skiing III*, str. 381–391, 2005.
- [30] F. Vaverka, M. Janura, M. Elfmark, J. Salinger in M. McPherson. *Inter-and intra-individual variability of the ski-jumper's take-off.* Science and skiing, London: E and FN Spon, 1997.
- [31] A. Wägli. *Trajectory determination and analysis in sports by satellite and inertial navigation*. doktorska disertacija, École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), 2009.
- [32] A. Shiratsu in H. Coury. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clinical Biomechanics*, 18(7): 682–684, 2003.
- [33] D. Titterton in J. L. Weston. Strapdown inertial navigation technology, vol. 17. IET, 2004.

- [34] M. J. Caruso, T. Bratland, C. H. Smith in R. Schneider. A new perspective on magnetic field sensing. SENSORS-PETERBOROUGH-, 15: 34–47, 1998.
- [35] K. Aminian. Monitoring human movement with body-fixed sensors and its clinical applications. V Computational intelligence for movement sciences: neural networks and other emerging techniques, str. 101–138. IGI Global, 2006.
- [36] J. Chardonnens. *In-field objective evaluation and analysis in ski jumping using inertial sensors*. doktorska disertacija, École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), 2012.
- [37] B. Rosenbaum, M. Selzer, K. Valbak, E. Hougaard in B. Sommerlund. The dynamic assessment interview: testing the psychodynamic assessment variables. *Acta Psychiatrica Scandinavica*, 95(6): 531–538, 1997.
- [38] B. M. Nigg in W. Herzog. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons, 2007.
- [39] H. Schwameder. Biomechanics research in ski jumping, 1991–2006. *Sports Biomechanics*, 7 (1): 114–136, 2008.
- [40] H. Schwameder in E. Müller. Biomechanics in ski jumping: A review. *European Journal of Sport Science*, 1(1): 1–16, 2001.
- [41] J. V. Basmajian in C. J. De Luca. *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, 1985.
- [42] P.-B. Wieber, F. Billet, L. Boissieux, R. Pissard-Gibollet et al. The HuMAnS toolbox, a homogenous framework for motion capture, analysis and simulation. V International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement, 2006.
- [43] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman in D. G. Thelen. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(11): 1940–1950, 2007.
- [44] A. Seth, M. Sherman, J. A. Reinbolt in S. L. Delp. OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia Iutam*, 2: 212–232, 2011.
- [45] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma in M. De Zee. Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8): 1100–1111, 2006.
- [46] T. Sasaki, K. Tsunoda, E. Uchida, H. Hoshino in M. Ono. *Joint power production in take-off action during ski-jumping*. Taylor and Francis, 1997.
- [47] T. Beravs, J. Podobnik in M. Munih. Three-axial accelerometer calibration using Kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 61(9): 2501–2511, 2012.
- [48] E. Palermo, S. Rossi, F. Marini, F. Patane in P. Cappa. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement*, 52: 145–155, 2014.
- [49] P. Betsch in R. Siebert. Rigid body dynamics in terms of quaternions: Hamiltonian formulation and conserving numerical integration. *International journal for numerical methods in engineering*, 79(4): 444–473, 2009.
- [50] P. De Leva. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. Journal of biomechanics, 29(9): 1223–1230, 1996.
- [51] B. Paul. Kinematics and dynamics of planar machinery. Prentice-Hall Englewood Cliffs, 1979.

- [52] J. Paul. Paper 8: Forces Transmitted by Joints in the Human Body. V Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Conference Proceedings, vol. 181, str. 8–15. SAGE Publications, 1966.
- [53] M. Bradley. Curve fitting in raman and ir spectroscopy: basic theory of line shapes and applications. Technical Report 50733, Thermo Fisher Scientific, 2007.
- [54] W. Müller, D. Platzer in B. Schmölzer. Dynamics of human flight on skis: improvements in safety and fairness in ski jumping. *Journal of Biomechanics*, 29(8): 1061–1068, 1996.
- [55] C. G. Broyden. The convergence of a class of double-rank minimization algorithms 1. general considerations. *IMA Journal of Applied Mathematics*, 6(1): 76–90, 1970.
- [56] P. Komi in M. Virmavirta. Determinants of successful ski-jumping performance. Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention, str. 349–362, 2008.
- [57] A. Arndt, G.-P. Brüggemann, M. Virmavirta in P. Komi. Techniques used by olympic ski jumpers in the transition from takeoff to early flight. *Journal of applied biomechanics*, 11 (2): 224–237, 1995.
- [58] W. Baumann. The biomechanical study of ski-jumping. V Proceedings of International symposium on science on skiing, str. 70–95, 1979.
- [59] M. Virmavirta in R. Komi. Measurement of take-off forces in ski jumping. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 3(4): 237–243, 1993.
- [60] J. Chardonnens, J. Favre, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian. Analysis of inter-segment coordination during the take-off of ski jumping. V Proceedings of the 23th Congress of the International Society of Biomechanics, number EPFL-CONF-169238, str. 36, 2011.
- [61] J. Chardonnens, J. Favre, F. Cuendet, G. Gremion in K. Aminian. A wearable system assessing relevant characteristics of the take-off in ski jumping. Technical report, Meyer & Meyer Sport, 2012.
- [62] B. Jost. Differences in some kinematic flight parameters between the classical and the new so called 'v' technique in ski jumping. *Kinesiology*, 26(1-2): 18–21, 1994.
- [63] B. Jost. Differences between better and worse ski jumpers regarding selected ski flying characteristics at the ski flying world championships 2010 in planica. *Kinesiologia Slovenica*, 16(3): 33, 2010.

DODATEK A Sodniške ocene

Po protokolu, opisanem v Poglavju 6.2.1, smo z video kamero posneli 50 skokov. Video posnetke skokov je ocenilo pet neodvisnih sodnikov (dva s FIS licenco, dva kandidata za FIS licenco in eden z državno licenco). V Tabelah A1, A2 in A3 so predstavljeni odbitki posameznega sodnika za vsak skok posebej za posamezno ocenjevalno obdobje. Izračunana je tudi povprečna sodniška ocena in rezultat matematičnega modela, ki je predstavljen v Poglavju 6.2.6. Tabela A4 predstavlja skupne ocene (skupna ocena je sestavljena iz odbitkov). Skoki, ki so označeni z modro barvo v ozadju, so iz kontrolne skupine matematičnega modela ocenjevanja sloga smučarskega skoka.

OZNAKA SKOKA	FIS1	FIS2	KFIS1	KFIS2	DS	SOD	MAT	OCENA
00454122	0,5	2	1,5	1,5	1	1,5	2	4
02113627	1	1.5	2	1,5	1	1,5	1,5	4
03281471	1	2	2,5	2,5	1,5	2	1,5	6
03341975	0,5	2,5	2	2	1	1,5	2	5
06595809	0,5	1,5	2	1,5	1,5	1,5	1,5	4,5
07206740	0,5	1,5	1	1	1,5	1	1	3,5
07967541	0,5	0,5	1,5	1	0,5	0,5	1,5	2
09511230	0,5	1,5	2,5	3	2	2	1,5	6
11745468	0,5	1,5	2,5	2	1	1,5	1,5	4,5
13033213	1	1,5	2	2	2	2	1,5	5,5
17045684	1	1,5	2,5	2	1,5	1,5	2	5
17703762	0,5	2,5	1,5	2,5	1,5	2	2	5,5
27705060	0,5	1,5	2	2	2	2	1,5	5,5
30339898	1	2,5	2,5	2,5	1,5	2	2	6,5
31582902	0,5	1,5	2	2,5	2	2	2	5,5
32170676	0,5	2,5	2,5	2	1	2	2	5,5
32216183	1	1,5	2,5	3	1	1,5	2	5
44070212	1	1,5	2,5	2,5	1	1,5	1,5	5
45965319	0,5	1,5	2,5	2	1	1,5	1,5	4,5
52001918	1,5	2,5	3	3	2	2,5	2,5	7,5
53047420	0,5	1	2,5	1,5	1	1	1,5	3,5
53611546	0,5	1,5	2,5	2,5	1	1,5	1,5	5
55554831	0,5	1,5	2,5	2	1,5	1,5	2	5
55923165	1	2,5	3	2,5	2	2,5	2,5	7
57301675	0,5	1,5	2,5	2	1	1,5		4,5
57308889	1	2,5	2,5	3	2	2,5	2,5	7
60923666	0,5	2,5	2,5	2,5	2	2,5	2	7
61145280	1	1,5	2,5	3	2	2	2	6
61806167	0,5	1,5	2	1,5	1,5	1,5	1,5	4,5
61816698	0,5	1,5	2,5	2	1	1,5	1,5	4,5
65540244	0,5	1,5	2,5	2	1	1,5	1,5	4,5
65552740	0,5	2,5	2,5	1,5	1	1,5	1,5	5
66917977	0,5	1	1,5	1,5	1	1	1,5	3,5
67761257	0,5	2,5	2,5	2,5	1,5	2	1,5	6,5
71737994	1	1	2	1,5	1	1	2	3,5
74873197	1,5	1	2	3	2	2	1,5	5,5
75192732	1	1	2	1,5	2	1,5	1,5	4,5
/55311/1	2	1	2,5	3	3	2,5	2,5	7,5
85050332	I	2,5	2	2,5	2	2	2	6,5
859/1004	1	1	2,5	1,5	1,5	1,5	1,5	4
000000000 00159700	1	1	2	1,5	2	1,5	1,5	4,5
90158792	0,5	1	2,5	2,5	2	2	1,5	5,5
70307103 010000 <i>4</i> 7	0,5	1	1,5	1,5	1	1	1	3,5
71777047 02826547	1	1	2	2	1	1,5	1,5	4
7303U344 06703638	1,5	2,3	2,3	5	∠ 15	2,5	2,5	1
20703030 07157006	1	1	2,5	2	1,5	1,5	1,5	4,5 7
27134200 Q7207607	1,5	2,5	2,5	5 1	2 1	2,5	1 5	/ 3.5
9738/670	1	1,5	2	1	1	1 5	1,5	5,5
98430736	1	1,5	25	2 5	2	2	1,5	5
70737730	1	1,5	4,0	4,5	4	4		U

Tabela A1: Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo leta

OZNAKA SKOKA	FIS1	FIS2	KFIS1	кFIS2	DS	SOD	MAT	OCENA
00454122	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2	7.5
02113627	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	3	7.5
03281471	2,5	2	2,5	2,5	2,5	2,5	1,5	7.5
03341975	2.5	2	2.5	2.5	2	2.5	2.5	7
06595809	3	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	7.5
07206740	3	3	3	3	2,5	3	3	9
07967541	3,5	3.5	3	3	3	3	3	9.5
09511230	2,5	3	2,5	2,5	2	2,5	2,5	7.5
11745468	2,5	2,5	3	2,5	2,5	2,5	2,5	7.5
13033213	2,5	2,5	3	3	2,5	2,5	2,5	8
17045684	2,5	2	2,5	2,5	2	2,5	2	7
17703762	2,5	3	3,5	3	3	3	2,5	9
27705060	3	3,5	2,5	3	3	3	2,5	9
30339898	2,5	2,5	2,5	3	2,5	2,5	2	7,5
31582902	2,5	2,5	2,5	3	2,5	2,5	2	7,5
32170676	2,5	2	2,5	2	2	2	2,5	6,5
32216183	2,5	3	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	7,5
44070212	2,5	1,5	2,5	2,5	2	2,5	3	7
45965319	3	3	3	3	2,5	3	2	9
52001918	2,5	3,5	3	3,5	3	3	3	9,5
53047420	2,5	2,5	3	2	2,5	2,5	2,5	7,5
53611546	2	2,5	2	2,5	2	2	2	6,5
55554831	2,5	3	2,5	2,5	2	2,5	2	7,5
55923165	2,5	2,5	3	2,5	2	2,5	2,5	7,5
57301675	2	1,5	2	2,5	2	2		6
57308889	2,5	2,5	3	2,5	2	2,5	2	7,5
60923666	2,5	2	2,5	2,5	2	2,5	2,5	7
61145280	3	3	2	3	2	2,5	2,5	8
61806167	2,5	1,5	2	2,5	2	2	2	6,5
61816698	2	1,5	2	2,5	2	2	2	6
65540244	2,5	1,5	2		2	2	2	6
65552740	2,5	2	2	2,5	2	2	2	6,5
66917977	2	2,5	2,5	2	2	2	2	6,5
67761257	2,5	2	2	2,5	2	2	2	6,5
71737994	3,5	3,5	3,5	3,5	3	3,5	3	10,5
74873197	2,5	2,5	2,5	3	2,5	2,5	2	7,5
75192732	2,5	2,5	2,5	2,5	2	2,5	3	7,5
75531171	2,5	2,5	2,5	3	2	2,5	2,5	7,5
85650332	2,5	2,5	2	3	2,5	2,5	2,5	7,5
859/1064	3	3,5	3	3,5	2	3	2	9,5
88630898	2,5	2	2	2,5	2	2	2	6,5
90158/92	2,5	2,5	2	2,5	2	2,5	2,5	7
9UJU9183 01000047	3	3,5	3	3	3	3	3	9
91999047 02926544	2,5	3	2,5	2	2	2,5	2	7
73030344 06703639	2,5	2,5	2	2,5	2,5	2,5	5	1,5
90703038 071 <i>5</i> 7007	2,5	2,5	2,5	2,5	2	2,5	2,5	1,5
7/134700 07207607	2,5	2,5	2,5	2,5	2	2,5	2	1,5
7/20/074 0728/670	2,3	1,5	2	2,5	2	2	2	0,5
7/J040/7 08/20726	2,3	2	2	2	2	2	2	0
70437730	2,5	2,5	2,5	3	2	2,5		7,5

Tabela A2: Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo doskoka

Oznaka skoka	FIS1	FIS2	KFIS1	KFIS2	DS	SOD	MAT	OCENA
00454122	0	0	0	1	0	0	0	0
02113627	0	0	0	0,5	0	0	0	0
03281471	0	0	0	0,5	0	0	0	0
03341975	0	0	0	0,5	0	0	0	0
06595809	0	0	0	0	0	0	0	0
07206740	0	0	0	0,5	0	0	0	0
07967541	0	0	0	0	0	0	0	0
09511230	0	0	0	0	0	0	0	0
11745468	0	0	0	0	0	0	0	0
13033213	0	0	0	0,5	0	0	0	0
1/045084 17702762	0	0	0	0	0	0	0	0
1/705702	0	0	0	0,5	0	0	0	0
27705000	0	0	0,5	0,5	0	0	0	0,5
31582002	0,5	0	0	0,5	0	0	0	0,5
32170676	0	0	0	0,5	0	0	0	0
3221/00/0	0	0	0	0.5	0	0	0	0
44070212	0	0	0	0,5	0	0	0	0
45965319	0	0	0	0,5	0	0	0	0
52001918	0.5	Ő	0	1	Ő	Ő	0	0.5
53047420	0.5	Ő	1	0.5	Ő	0.5	0	1
53611546	0	Õ	0	0	Ő	0	0 0	0
55554831	0	0	0	0.5	0	0	0	0
55923165	0	0	0	0	0	0	0	0
57301675	0	0	0	0	0	0		0
57308889	0	0	0	0	0	0	0	0
60923666	0	0	0	0,5	0	0	0	0
61145280	0	0	0	0	0	0	0	0
61806167	0	0	0	0	0	0	0	0
61816698	0	0	0,5	0	0	0	0	0
65540244	0	0	0	0,5	0	0	0	0
65552740	0	0	0	0	0	0	0	0
0091/9// (77(1)57	0	0	0	0	0	0	0	0
0//0125/ 71737004	0	0	0	0	0	0	0	0
74873107	0	0	0	0	0	0	0	0
75102732	0	0	0,5	0,5	0	0	0	0,5
75531171	0	0	0	0,5	0	0	0	0
85650332	0	0	0	0.5	0	0	0	0
85971064	0	0	0.5	0,5	0	0	0	0
88630898	Ő	Ő	0	0.5	Ő	0	0	Ő
90158792	0	0	Õ	0.5	Õ	0	Õ	0
90509183	0	0	0	0,5	0	0	0	0
91999047	0	0	0	1	0	0	0	0
93836544	0	0	0	1	0	0	0	0
96703638	0	0	0	0,5	0	0	0	0
97154906	0	0	0	0,5	0	0	0	0
97207694	0	0	0	0,5	0	0	0	0
97384679	0	0	0	0,5	0	0	0	0
98439736	0	0	0		0	0		0

Tabela A3: Sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela za fazo vožnje v iztek

OZNAKA SKOKA	FIS1	FIS2	KFIS1	кFIS2	DS	SOD	MAT	OCENA
00454122	17	15,5	16	15	16,5	16	16	48
02113627	16.5	16	15.5	15.5	16.5	16	15.5	48
03281471	16,5	16	15	14,5	16	15,5	17	47
03341975	17	15,5	15,5	15	17	16	15,5	48
06595809	16,5	16	15,5	16	16	16	16	48
07206740	16,5	15,5	16	15,5	16	16	16	47,5
07967541	16	16	15,5	16	16,5	16	15,5	48
09511230	17	15,5	15	14,5	16	15,5	16	46,5
11745468	17	16	14,5	15,5	16,5	16	16	48
13033213	16,5	16	15	14,5	15,5	15,5	16	46,5
17045684	16,5	16,5	15	15,5	16,5	16	16	48,5
17703762	17	14,5	15	14	15,5	15	15,5	45
27705060	16,5	15	15	14,5	15	15	16	45
30339898	16	15	15	14	16	15,5	16	46
31582902	17	16	15,5	14	15,5	15,5	16	47
32170676	17	15,5	15	15	17	16	15,5	47,5
32216183	16,5	15,5	15	14	16,5	15,5	15,5	47
44070212	16,5	17	15	14,5	17	16	15,5	48,5
45965319	16,5	15,5	14,5	14,5	16,5	15,5	16,5	46,5
52001918	15,5	14	14	12,5	15	14,5	14,5	43
53047420	16,5	16,5	13,5	16	16,5	16,5	16	49
53611546	17,5	16	15,5	15	17	16	16,5	48,5
55554831	17	15,5	15	15	16,5	15,5	16	47
55923165	16,5	15	14	15	16	15,5	15	46
57301675	17,5	17	15,5	15,5	17	16,5		49,5
57308889	16,5	15	14,5	14,5	16	15	15,5	45,5
60923666	17	15,5	15	14,5	16	15,5	15,5	46,5
61145280	16	15,5	15,5	14	16	15,5	15,5	47
61806167	17	17	16	16	16,5	16,5	16,5	49,5
61816698	17,5	17	15	15,5	17	16,5	16,5	49,5
65540244	17	17	15,5		17	17	16,5	51
65552740	17	15,5	15,5	16	17	16	16,5	48,5
66917977	17,5	16,5	16	16,5	17	16,5	16,5	50
67761257	17	15,5	15,5	15	16,5	16	16,5	47,5
71737994	15,5	15,5	14,5	15	16	15,5	15	46
/48/319/	16	16,5	15	13,5	15,5	15,5	16,5	46,5
/5192/32	16,5	16,5	15,5	15,5	16	16	15,5	48
/55311/1	15,5	16,5	15	13	15	15	15	45,5
85050352 850710 <i>C4</i>	16,5	15	16	14	15,5	15,5	15,5	46,5
857/1004 88230808	16	15,5	14	15	16,5	15,5	16,5	46,5
00030090	16,5	1/	16	15,5	10	10	16,5	48,5
90150/92	1/	16,5	15,5	14,5	10	10	16	48
90309183 01000047	16,5	15,5	15,5	15	10	15,5	10	4/
91999047 02826544	16,5	10	15,5	15	1/	10	16,5	48
7303U344 06703638	10	15	15,5	13,5	15,5	15,5	14,5	40
707030 07157002	10,5	10,5	15	15	10,5	10	10	48
7/134700 0720760/	10 16 5	15	15	14	10	15,5	16 5	40
77407074 07387670	10,5	1/	10	10	1/	16,5	16,5	49,5
2/3040/2 08/30726	16,5	10,5	10	13,5	10,5	16,5	10,5	49
70437730	10,5	10	15		10	10		40

Tabela A4: Skupne sodniške ocene in ocene skoka matematičnega modela

Prazna stran
DODATEK B Korel<u>acije izb</u>ranih parametrov

Spodaj so predstavljane odvisnosti desetih parametrov, pri katerih smo zaznali največjo povezanost z dolžino skoka ali sodniško oceno. Grafi so dodatek k Tabeli 7.1.



Slika B1: Razpršeni grafi povezljivosti parametrov v odvisnosti od dolžine skoka



Slika B1: Razpršeni grafi povezljivosti parametrov v odvisnosti od sodniške ocene

DODATEK C Objavljena publikacija

G. Logar, M. Munih. Estimation of Joint Forces and Moments for the In–Run and Take–Off in Ski Jumping Based on Measurements with Wearable Inertial Sensors. *Sensors*, 15(5): 11258-76, 2015.

Sensors 2015, 15, 11258-11276; doi:10.3390/s150511258



Article

Estimation of Joint Forces and Moments for the In-Run and Take-Off in Ski Jumping Based on Measurements with Wearable Inertial Sensors

Grega Logar * and Marko Munih

Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Tržaška cesta 25, 1000 Ljubljana, Slovenia; E-Mail: marko@robo.fe.uni-lj.si

* Author to whom correspondence should be addressed; E-Mail: grega.logar@robo.fe.uni-lj.si; Tel.: +386-147-68-227; Fax: +386-147-68-239.

Academic Editor: Oliver Amft

Received: 24 March 2015 / Accepted: 8 May 2015 / Published: 13 May 2015

Abstract: This study uses inertial sensors to measure ski jumper kinematics and joint dynamics, which was until now only a part of simulation studies. For subsequent calculation of dynamics in the joints, a link-segment model was developed. The model relies on the recursive Newton–Euler inverse dynamics. This approach allowed the calculation of the ground reaction force at take-off. For the model validation, four ski jumpers from the National Nordic center performed a simulated jump in a laboratory environment on a force platform; in total, 20 jumps were recorded. The results fit well to the reference system, presenting small errors in the mean and standard deviation and small root-mean-square errors. The error is under 12% of the reference value. For field tests, six jumpers participated in the study; in total, 28 jumps were recorded. All of the measured forces and moments were within the range of prior simulated studies. The proposed system was able to indirectly provide the values of forces and moments in the joints of the ski-jumpers' body segments, as well as the ground reaction force during the in-run and take-off phases in comparison to the force platform installed on the table. Kinematics assessment and estimation of dynamics parameters can be applied to jumps from any ski jumping hill.

Keywords: ski-jumping; force; moments; wearable inertial sensors; Newton–Euler inverse dynamics

1. Introduction

Ski jumping consists of a complex sequence of movements and can be divided into five main phases according to the biomechanical analysis [1,2]: in-run (IR), take-off (TO), early-flight (EF), stable-flight and landing. Most researchers consider the action during the TO phase as the most important [1–4]. However, the IR phase, which consists of a curved path, is considered equally important, because the athletes actions during the IR determine the initial velocity of TO, the rotating moment and the position of the jumper-ski system during the TO phase [5].

There are two physically-demanding sections of the IR: the curve entrance and the curve exit. In the curve entrance section, the ski jumper maintains an aerodynamic squat position by withstanding the increasing ground reaction force (GRF) and a sudden demand for rotation during the curved part of the hill. The curve exit section requires the opposite effort and is important because it is also near the beginning of the TO phase [5], which is the most critical.

Virmavirta *et al.* [4] directly measured the GRF during TO and showed that the GRF affects the jump length. GRF is equal to the sum of all forces within the body (the result of these forces are the kinetic parameters of each joint segment) minus the gravity force acting on the body. These kinetic parameters can be determined by an analysis of the jump action [6]. The visualization of force patterns over time is an important precursor to understand the cause of a movement. Forces acting within the body cannot be measured directly; however, they can be estimated indirectly from measured kinematic parameters and anthropometric data. The reaction forces, moments and joint moments acting on the athletes' moving joints can be determined through the link-segment model.

Dynamics relates the calculation of forces and moments acting on the body based on available kinematic parameters. Currently, the measurement systems (e.g., force platforms, two- or three-dimensional camera-based system) are limited only to measuring a ski jumping aerodynamic and GRF due to the complexity and availability. Ski jumping aerodynamic forces during the flight phase and GRF during the TO phase have so far been evaluated using a two- or three-dimensional camera-based system [7,8] and a built-in force platform on the table of the ski jumping hill [3,4]. Dynamics, including the calculation of joint forces and the moments of the ski jumper was part of computer simulation studies [5] in past. Due to the force platform and cameras, which have a limited capture area, the dynamics of joints has never been analyzed for the entire ski jump sequence. Force platform- and camera-based systems also require well-trained staff to set up the equipment, and thus, only a few training and research centers worldwide can afford it. Consequently, there is a lack of autonomous systems that can routinely be used to assess the whole ski jump dynamics (*i.e.*, total aerodynamics forces, whole body and each joint dynamics) during the IR, TO and flight phases.

Recently-developed body-worn IMUs are a promising option for determining the kinematic parameters of each joint during a jump. With an IMU-based system, the timing and kinematics during the entire jump sequence have already been calculated [9,10]. Bächlin *et al.* [11] describe the recorded signals, identify characteristic motion patterns and explain bio-mechanically descriptive parameters extracted from accelerometer sensors data. Ohgi *et al.* [12] extracted the aerodynamic force data during jumping flight. Chardonnens *et al.* [13] also designed and assessed a method to determine some aspects of dynamics using IMUs; the position and velocity of the center of mass perpendicular to the table, the

force acting on the center of mass perpendicular to the table, somersault angular velocity during TO and the total aerodynamic force during stable flight. Using a miniature, on-body ECG monitor with an integrated acceleration sensor, Kusserow *et al.* [14] assessed the arousal pattern from heart rate data. Based on other studies it might be possible and beneficial to design a simple body-worn IMU-based system that would support the calculation of joint dynamics parameters during IR and TO, as well as GRF during TO, which has never been done for a real ski jump.

This paper presents a method to estimate the forces and moments in the ankle, knee and hip of a ski jumper during the IR and TO phases, as well as a method to estimate the GRF value during the TO phase. The GRF value can be calculated from forces and moments, estimated using the data obtained by a whole body wireless wearable sensory system. In the methodology, the estimation of ski jumper segments' kinematic parameters is described. The dynamic model based on Newton–Euler inverse dynamics and a recursive procedure is presented. The experimental evaluations firstly involving ski jumpers performing jumps in the laboratory and secondly on the ski jumping hill are described in a measurement protocol section. The present work enables innovative, but simple measurements and calculations of joint reaction forces and moments, which provide insight into the body dynamics during IR and TO phases, as well as GRF calculation during the TO phase on any ski jumping hill, regardless of the presence of a built–in force platform.

2. Methods

2.1. Wearable Measurement System

The wearable measurement system for ski jumping contains 10 IMUs (Laboratory of Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana; Beravs *et al.* [15]). Each unit contains a 3D accelerometer (± 8 g) with a 400-Hz low-pass filter and a 3D gyroscope (± 1.000 °/s) with a 256-Hz low-pass filter. The signals from each IMU are sampled with a frequency of 400 Hz and stored on a micro-SD card. Two IMUs are attached to the skis in front of the bindings; a further six IMUs are attached to the shanks, thighs and upper arms, and the last two IMUs are affixed to the sacrum of the ski jumper, using dedicated soft elastic straps with a silicone lining to prevent them from slipping. Their positions and the whole system are shown in Figure 1. For synchronization between the units and to indicate the start of the jump, a wireless signal is used. At the end of the workout, the data are wirelessly transferred from the IMUs to a PC for further analysis. A proof of concept was validated in a laboratory environment, where we use for reference measurements an opto-electronic system with tracking markers (Optotrak Certus, Northern Digital Inc., ON, Canada) and a force platform (AMTI OPT464508-1000, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA). An additional video camera and a built-in force platform at the end of the ski jumping table provide reference measurements of the ski jumping hill tests.

Measurement data processing is carried out in a systematic order. Figure 2 shows the data flow in steps: (A1) The acceleration and angular velocity are sampled from each IMU at 400 Hz; (A2) The ski jumper's anthropometric data and equipment are measured; (A3) The measured GRF from a force platform is used for validation; (B1) The kinematic and (B2) anthropometric parameters are calculated

as explained in the Methods section; (C1) Ski jumping was considered as a planar problem with the assumption of body symmetry; the resulting outputs of the model are joint forces and moments acting in the sagittal plane. The inputs to the model are the linear and angular acceleration $(\ddot{p}_x, \ddot{p}_y, \dot{\omega}_z)$ and orientation (φ) of each segment of the jumper. Each segment consists of the mass (*m*), moment of inertia (**I**) and length vector (**r**) from the segment's center of mass (CoM) and the center of the joint. For the validation of the model, the GRF (\mathbf{f}_{GRF}) is used as the input. Joint forces and moments were calculated for ankles, knees and hips.



Figure 1. Wearable measurement system composed of 10 inertial measurement units and the setup for positioning the units on the jumper.



Figure 2. Data flow for measurement data processing. (A1) The acceleration and angular velocity of each IMU are obtained; (A2) The ski jumpers anthropometric data and equipment are measured; (A3) Measuring ground reaction force (GRF) from a force platform; (B1) Kinematic and (B2) anthropometric parameter calculation; (C1) The ski jumper link-segment model calculation.

2.2. Calibration Procedure

When attaching the IMUs onto the jumper, the xyz frames of the IMUs can never be exactly aligned with the proposed "anatomical" XYZ frames of the body (the center of the XYZ frame is at the CoM of the segment; the axes are then: medial-lateral, dorsal-ventral and anterior-posterior). A calibration procedure is carried out to make the system independent of attaching IMUs on the body: first, the jumper is asked to stand still for five seconds. The mean acceleration vector, measured by each IMU while standing in this position, is used to define the inferior-superior axis. Secondly, the jumper is asked to lie down and be still for five seconds. The mean acceleration vector measured by each IMU in this position is used to define the posterior-anterior axis. The body-to-sensor rotation matrix is computed only by means of the accelerometer signals following the procedure mentioned above. The details of the calculation are explained by Palermo *et al.* [16]. This applies a rotation to the sensor signals, in order to express the acceleration and angular velocity relative to the anatomical XYZ frame of the segments. To calculate the acceleration and angular velocity at the segments' CoM, Equations (1) and (2) were used instead of IMUs:

$$\ddot{\mathbf{p}}_{S_{COM}} = \ddot{\mathbf{p}}_{S_{IMU}} + \boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}} \times \boldsymbol{\omega}_{S_{IMU}} \times \mathbf{r}_{S_{IMU \to CoM}} + \dot{\boldsymbol{\omega}}_{S_{IMU}} \times \mathbf{r}_{S_{IMU \to CoM}}$$
(1)

$$\omega_{S_{COM}} = \omega_{S_{IMU}} \tag{2}$$

where *S* stands for the body segment; $\omega_{S_{IMU}}$ and $\omega_{S_{COM}}$ for the angular velocity of the segment at the IMU and CoM location; $\dot{\omega}_{S_{IMU}}$ for the angular acceleration vector of the segment at the IMU location obtained by numerical derivation of $\omega_{S_{IMU}}$; $\ddot{\mathbf{p}}_{S_{IMU}}$ and $\ddot{\mathbf{p}}_{S_{COM}}$ for the acceleration vector at the IMU and CoM location; and $\mathbf{r}_{S_{IMU} \to CoM}$ for the vector between the segment IMU and CoM location.

The measured acceleration is a combination of gravitational acceleration, as well as acceleration caused by the jumper's motion, which is explained in the following equation:

$$\ddot{\mathbf{p}}_{S_{IMU}} = \ddot{\mathbf{p}}_{din} - \boldsymbol{g}_0 \tag{3}$$

2.3. Segment Kinematics

The orientations of the skis, shanks, thighs and HAT (head, arms and trunk) frames relative to the reference ski jumping hill table frame are calculated for the complete duration of each ski jump. First, the initial orientation of each segment is obtained. Secondly, the segment's angular velocity is integrated to obtain the orientation. Thirdly, to obtain the orientation of the segment in the sagittal plane, the sum of the initial orientation and the integrated angular velocity is calculated.

The initial orientation is calculated during the IR, where all of the segments and skis have comparable acceleration. The skis are parallel to the tracks of the jumping hill, and the sagittal inclination of the skis is equal to the inclination of the table. The initial orientation of the segments is calculated step by step according to the orientation of the skis, and the orientation between the segments is calculated using the equation:

$$\cos\varphi_{S \to ski} = \frac{\ddot{\mathbf{p}}_{S} \cdot \ddot{\mathbf{p}}_{ski}}{|\ddot{\mathbf{p}}_{S}| \cdot |\ddot{\mathbf{p}}_{ski}|} \tag{4}$$

where $\ddot{\mathbf{p}}_{S}$ and $\ddot{\mathbf{p}}_{ski}$ are the vectors of the median acceleration of the segments and the ski, while the jumper is in the straight section during IR, and φ represents the angle between the skis and the segment. All of

the orientations obtained in the second step, are expressed in terms of the skis, so that the orientation of the slope is added.

Angular velocity integration: Before each jump, the jumper is asked to stand still for 5 s. The mean angular velocity vector, measured by each IMU in this position, is used to define the bias of each axis of the gyroscope sensors. After that, for each IMU's angular velocity signal, the bias is subtracted. The orientation for each segment or ski is then calculated using the numeric trapezoid integration method [17].

2.4. Body Measurement and Anthropometric Parameters

For a good estimate of the ski jumper link-segment model, the exact parameters of each segment, such as mass $(m_{segment})$, CoM position, length $(l_{segment})$ and moment of inertia $(\mathbf{I}_{segment})$, are required. In this study, these data were obtained from statistical tables based on the height, weight and gender of the ski jumper [18]. The obtained anthropometric data are recalculated to our simplified model. For m_{hat} , the sum of all of the masses of the upper body is calculated: m_{thigh} is the sum of both thighs; m_{shank} is the sum of both shanks; and m_{ski} is the sum of both skis and feet. The CoM of the HAT segment is calculated based on the CoM of each upper body segment. The CoM of thigh segment in the model is calculated based on the CoM of both shanks. The CoM of the foot-ski segment in the model is calculated based on the CoM of both shanks. The CoM of the foot-ski segment in the model is calculated based on the CoM of both shanks. The I segment for each segment of our model in the sagittal plane is calculated based on the Huygens–Steiner theorem [19]; \mathbf{I}_{HAT} from each I of the skis and feet.

2.5. Ski Jumper Link-Segment Model

The ski jumper model is defined as a multi-segment system of rigid bodies with constant weights. The segments are interconnected with idealized joints; as a result, each segment is treated as an independent body [20]. The movement of the system is described by the Newton–Euler inverse dynamics analysis. The Equations (5) and (6) and Figure 3 are valid for a dynamics balance, expressed by a local coordinate system of the segment, where **f** and μ represent the forces and moments acting on each joint.

$$\sum \mathbf{f} = m\ddot{\mathbf{p}}_c \tag{5}$$

$$\sum \boldsymbol{\mu} = \mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}} \tag{6}$$

We do not want to subtract the effect of gravitation from the accelerometer data. Our approach for solving the model is to utilize this effect and to use it to our advantage. Combining the Equations from Equation (1) to Equation (3), we simplify Equations (5) and (6) for the model described in Figure 3. Simplification is used to solve the model without subtraction of gravitational acceleration and is explained with equation:

$$m_{seg}(\ddot{\mathbf{p}}_{c_{seg}} - \boldsymbol{g}_0) = m_{seg}\ddot{\mathbf{p}}_{S_{COM}}$$
(7)

where m_{seg} is the weight of the segment, g_0 is gravitational acceleration, $\ddot{\mathbf{p}}_{c_{seg}}$ is the linear acceleration of the center-of-mass of the segment and $\ddot{\mathbf{p}}_{S_{COM}}$ is the calculated acceleration of the segment's CoM based on Equations (1) and (3). The final model can be described in the equations:

$$\mathbf{f}_{GRF} - \mathbf{f}_{ankle} = m_{foot-ski} \ddot{\mathbf{p}}_{S_{foot-ski}} \tag{8}$$

$$\mathbf{f}_{ankle} - \mathbf{f}_{knee} = m_{shank} \ddot{\mathbf{p}}_{S_{shank}} \tag{9}$$

$$\mathbf{f}_{knee} - \mathbf{f}_{hip} = m_{thigh} \ddot{\mathbf{p}}_{S_{thigh}} \tag{10}$$

$$\mathbf{f}_{hip} = m_{hat} \mathbf{p}_{S_{hat}} \tag{11}$$

$$\boldsymbol{r}_{c_{foot-ski},GRF} \times \boldsymbol{\mathbf{f}}_{GRF} - \boldsymbol{\mu}_{ankle} - \boldsymbol{r}_{c_{foot-ski},ankle} \times \boldsymbol{\mathbf{f}}_{ankle} = \mathbf{I}_{foot-ski} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{foot-ski}$$
(12)

- $\boldsymbol{\mu}_{ankle} + \boldsymbol{r}_{c_{shank},ankle} \times \boldsymbol{f}_{ankle} \boldsymbol{\mu}_{knee} \boldsymbol{r}_{c_{shank},knee} \times \boldsymbol{f}_{knee} = \boldsymbol{I}_{shank} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{shank}$ (13)
 - $\boldsymbol{\mu}_{knee} + \boldsymbol{r}_{c_{thigh},knee} \times \boldsymbol{\mathbf{f}}_{knee} \boldsymbol{\mu}_{hip} \boldsymbol{r}_{c_{thigh},hip} \times \boldsymbol{\mathbf{f}}_{hip} = \mathbf{I}_{thigh} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{thigh}$ (14)

$$\boldsymbol{\mu}_{hip} + \boldsymbol{r}_{c_{hat},hip} \times \mathbf{f}_{hip} = \mathbf{I}_{hat} \dot{\boldsymbol{\omega}}_{hat}$$
(15)



Figure 3. Recursive Newton–Euler inverse dynamics model of a ski jumper. The basic idea of the recursive approach is to first calculate variables for segment *i*, then calculate the unknown joint variables i + 1 and, in the next step, proceed with the calculation.

Descriptions of the parameters in the Equations from Equation (8) to Equation (15) are given in Table 1.

 Table 1. Description of parameters of Newton–Euler inverse dynamics analysis.

c_i	center-of-gravity of coordinate system of segment i
m_i	total mass of segment i
\mathbf{I}_i	inertia tensor matrix of segment i about the center-of-mass of segment i
$m{r}_{c_i,i},m{r}_{c_i,i+1}$	vector from the center-of-gravity of segment i to joint i or $i + 1$
$\ddot{\mathbf{p}}_{S_i}$	acceleration of the center-of-mass of segment i with taking into account
-	the gravity acceleration
$\omega_i, \dot{\omega}_i$	angular velocity and acceleration of the <i>i</i> -th coordinate frame
\mathbf{f}_i	joint reaction force at the segment i
$oldsymbol{\mu}_i$	joint torque at the segment i

2.6. A Recursive Procedure to Calculate the Forces and Moments in the Joints

The Newton–Euler inverse dynamics analysis is based on a recursive procedure to calculate the forces and moments in the joints of a multi-segment structure. The recursive procedure starts at the first segment, which is usually in contact with the surroundings, and continues to the last segment in the chain. The external forces and moments can act on any segment of the chain at any point. The forces need to be known, calculable or measurable. The kinematic chain of the ski jumper is formed by the extremities (left leg, right leg, torso with head and hands). The 2D model is applied for foot-ski, shank, thigh and HAT segments. This approach treats each segment as an independent body [20]. The error in the recursive approach cumulates from the first to the last segment in the chain. To distribute the error evenly, we could solve all of the differential equations simultaneously, but in the recursive approach, that is not possible. To find the smallest cumulated error, three different recursive procedures were implemented to calculate the forces and moments based on the ski jumpers link-segment model: bottom-up, top-down and top-down-up.

2.6.1. Bottom-up Inverse Dynamics

First, a bottom-up inverse dynamics procedure is used for the reference value. Start at the foot-ski segment where the GRF is known (measured with the force platform), and continue calculation to the last segment in the chain. The forces and moments are calculated for the ankle, knee and hip (\mathbf{f}_{ankle} , $\boldsymbol{\mu}_{ankle}$, \mathbf{f}_{knee} , $\boldsymbol{\mu}_{knee}$, \mathbf{f}_{hip} and $\boldsymbol{\mu}_{hip}$) solving the Equations in the order demonstrated below:

- 1. In Equation (8) \mathbf{f}_{ankle} is calculated; \mathbf{f}_{GRF} is measured with force platform; $m_{foot-ski}$ is constant; $\ddot{\mathbf{p}}_{foot-ski_{COM}}$ is acquired with IMU. \mathbf{f}_{ankle} is calculated in segment local coordinate system, for use in the next step should be transformed to global coordinate system.
- 2. In Equation (9), \mathbf{f}_{knee} is calculated; \mathbf{f}_{ankle} is transformed from the global to shank local coordinate system; m_{shank} is constant; $\ddot{\mathbf{p}}_{shank_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{knee} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 3. In Equation (10), \mathbf{f}_{hip} is calculated; \mathbf{f}_{knee} is transformed from the global to thigh local coordinate system; m_{thigh} is constant; $\mathbf{\ddot{p}}_{thigh_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{hip} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 4. In Equation (12), μ_{ankle} is calculated; \mathbf{f}_{GRF} is measured with the force platform; \mathbf{f}_{ankle} is transformed from the global to foot-ski local coordinate system; $\dot{\omega}_{foot-ski}$ is acquired with the IMU; $\mathbf{r}_{c_{foot-ski},GRF}$ is calculated from the measured forces and moments at the center of pressure with the force platform; $\mathbf{r}_{c_{foot-ski},ankle}$ and $\mathbf{I}_{foot-ski}$ are constants. μ_{ankle} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 5. In Equation (13), μ_{knee} is calculated; \mathbf{f}_{ankle} , μ_{ankle} and \mathbf{f}_{knee} are transformed from the global to shank local coordinate system; $\dot{\omega}_{shank}$ is acquired with the IMU; $r_{c_{shank},ankle}$, $r_{c_{shank},knee}$ and \mathbf{I}_{shank} are constants. μ_{knee} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.

- 6. In Equation (14), μ_{hip} is calculated; **f**_{knee}, μ_{knee} and **f**_{hip} are transformed from the global to thigh local coordinate system; ώ_{thigh} is acquired with the IMU; r_{cthigh},knee, r_{cthigh},hip and **I**_{thigh} are constants. μ_{hip} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 2.6.2. Top-down Inverse Dynamics

Secondly, a top-down inverse dynamics procedure is used. It starts at the HAT segment, where the external forces are not known. It is assumed that none of the external forces act on the starting segment of the chain (HAT). The procedure continues to the foot-ski segment ($\mathbf{f}_{hip}, \boldsymbol{\mu}_{hip}, \mathbf{f}_{knee}, \boldsymbol{\mu}_{knee}, \mathbf{f}_{ankle}, \mathbf{f}_{GRF}$ and $\boldsymbol{\mu}_{ankle}$) solving the Equations in the order demonstrated below:

- 1. In Equation (11), \mathbf{f}_{hip} is calculated; m_{hat} is constant; $\mathbf{\ddot{p}}_{hat_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{hip} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 2. In Equation (10), \mathbf{f}_{knee} is calculated; \mathbf{f}_{hip} is transformed from the global to thigh local coordinate system; m_{thigh} is constant; $\ddot{\mathbf{p}}_{thigh_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{knee} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 3. In Equation (9), \mathbf{f}_{ankle} is calculated; \mathbf{f}_{knee} is transformed from the global to shank local coordinate system; m_{shank} is constant; $\ddot{\mathbf{p}}_{shank_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{ankle} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 4. In Equation (15), μ_{hip} is calculated; \mathbf{f}_{hip} is transformed from the global to HAT local coordinate system; $\dot{\omega}_{hat}$ is acquired with the IMU; $r_{c_{hat},hip}$ and \mathbf{I}_{hat} are constants. μ_{hip} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 5. In Equation (14), μ_{knee} is calculated; \mathbf{f}_{knee} , μ_{hip} and \mathbf{f}_{hip} are transformed from the global to thigh local coordinate system; $\dot{\omega}_{thigh}$ is acquired with the IMU; $\mathbf{r}_{c_{thigh},knee}$, $\mathbf{r}_{c_{thigh},hip}$ and \mathbf{I}_{thigh} are constants. μ_{knee} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 6. In Equation (13), μ_{ankle} is calculated; \mathbf{f}_{ankle} , μ_{knee} and \mathbf{f}_{knee} are transformed from the global to shank local coordinate system; $\dot{\omega}_{shank}$ is acquired with the IMU; $r_{c_{shank},ankle}$, $r_{c_{shank},knee}$ and \mathbf{I}_{shank} are constants. μ_{ankle} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.
- 7. In Equation (8), \mathbf{f}_{GRF} is calculated; \mathbf{f}_{ankle} is transformed from the global to foot-ski local coordinate system; $m_{foot-ski}$ is constant; $\mathbf{\ddot{p}}_{foot-ski_{COM}}$ is acquired with the IMU. \mathbf{f}_{GRF} is calculated in the segment local coordinate system; for use in the next step, it should be transformed to the global coordinate system.

2.6.3. Top-down-up Inverse Dynamics

The third method, a top-down-up inverse dynamics procedure, is a combination of both previously-mentioned methods. The external forces on the foot-ski segment are not measured; it is also assumed that none of the external forces act on the HAT segment. First, the forces are calculated from the segment HAT to the foot-ski segment (\mathbf{f}_{hip} , \mathbf{f}_{knee} , \mathbf{f}_{ankle} and \mathbf{f}_{GRF}). Second, the moments are calculated in the opposite direction from the foot-ski segment to the HAT segment ($\boldsymbol{\mu}_{ankle}$, $\boldsymbol{\mu}_{knee}$ and $\boldsymbol{\mu}_{hip}$). The solution of equations is demonstrated below:

- 1. The calculation of \mathbf{f}_{hip} is explained in Step 1 of the top-down inverse dynamics procedure.
- 2. The calculation of \mathbf{f}_{knee} is explained in Step 2 of the top-down inverse dynamics procedure.
- 3. The calculation of \mathbf{f}_{ankle} is explained in Step 3 of the top-down inverse dynamics procedure.
- 4. The calculation of \mathbf{f}_{GRF} is explained in Step 7 of the top-down inverse dynamics procedure.
- 5. The calculation of μ_{ankle} is explained in Step 4 of the bottom-up inverse dynamics procedure with two exceptions: \mathbf{f}_{GRF} is not measured, but is calculated in the previous step (top-down-up Step 4); $r_{c_{foot-ski},GRF}$ is calculated from the end of the toes to the foot's CoM;
- 6. The calculation of μ_{knee} is explained in Step 5 of the bottom-up inverse dynamics procedure.
- 7. The calculation of μ_{hip} is explained in Step 6 of the bottom-up inverse dynamics procedure.

2.7. Measurement Protocol

For the model validation, four ski jumpers from the Slovenian National Nordic Center Kranj (DPNC Kranj) were enrolled in the study. They had different individual jumping techniques and were 19(4) years old, had a body height of 1.78(6) m and a body mass of 60(7) kg (mean \pm standard deviation (SD)). First, they were asked to perform a simulated jump in a laboratory on a force platform (AMTI). In total, 20 jumps were recorded by both the marker-based motion capture reference system (Optotrak) and the IMU-based measurement system, used simultaneously. The IMU-based and reference systems were electronically synchronized by a trigger signal. The entire experiment was filmed with a video camera.

For outdoor validation, the best six ski jumpers (age 18.9(30) years, body height 1.76(3) m and body mass 61.1(23) kg) from a Slovenian ski jumping club (Smučarsko skakalni klub Ilirija – SSK Ilirija) were enrolled in the study. In total, 28 jumps were recorded on a HS-106 (hill size 106 m) jumping hill (Frenštát, CZE) during the summer season. This ski jumping hill has a built-in, 6.41 m-long force platform at the end of the table. The IMU-based and the force platform systems were electronically synchronized by an optical trigger sensor located at the beginning of the force platform. Each jump was filmed with a video camera from the trainer position.

Bottom-up, top-down and top-down-up inverse dynamics procedures were used for the indoor experiment. The top-down-up inverse dynamics procedure, which is based on the findings of the indoor experiment, was used for the outdoor experiment.

The experiments were carried out within the framework of a research program approved by the Slovenian medical ethics committee.

3. Results

3.1. Indoor Validation Results

Following the previously described recursive procedure, the forces and moments in the joints (ankle, knee and hip) were calculated first for validation in the laboratory.

Graphs a–c in Figure 4 show a comparison of the calculated forces in the joints, normalized to body weight (BW), according to the bottom-up (reference) and top-down-up methods. In the initial phase, the forces match and the differences are small. During the TO phase, the root-mean-square error (RMSE) for the joint forces increase. The RMSE for forces in the ankle, knee and hip are 58.1(132) N, 54.9(123) N and 43.5(92) N. Calculated deviation (maximum error *vs.* reference value) for forces in the ankle, knee and hip are 9.7(14) %, 10.3(15) % and 11.2(13) %, respectively.

Graphs d–f in Figure 4 show a comparison of the calculated moments normalized to body weight and height (BW × BH) in the joints according to the bottom-up (reference), top-down and top-down-up methods. When a jumper is in the initial position, the moments according to the top-down and top-down-up methods match the reference. The differences in the moments appear during the TO phase. The top-down-up method has proven to be more accurate; the RMSE during phases are 7.5(25) N m, 9.1(23) N m and 10.9(33) N m, respectively, for moments in the ankle, knee and hip. The calculated deviation for moments in the ankle, knee and hip are 11.2(37) %, 15.6(24) % and 11.2(21) %, respectively. The RMSE and calculated deviation moments for the top-down method are much bigger; leading to the conclusion that the top-down method in our case is useless.



Figure 4. A comparison of the mean with the standard deviation of the calculated forces (**a**–**c**) and moments (**d**–**f**) in the joints according to the bottom-up, top-down and top-down-up methods during the laboratory experiment.

As a second verification, Figure 5 shows a comparison of the calculated ground reaction force using the top-down-up method and the measured force by the force platform in the laboratory. Forces are normalized to the body weight (BW). In the initial phase, the forces match and the differences are small. During the TO phase, the differences increase. The RMSE is 65.2(259) N, and the calculated deviation is 9.7(14) %.

Further analysis for the laboratory experiment is made for data in Figures 4 and 5 by calculating the RMSE and the calculated deviation for forces and moments (Figure 6). Here it is evident that error accumulates as the recursive procedure runs down the calculation chain. For top-down-up inverse dynamics, the maximum calculated deviation joint forces are in the 12% range, and joint moments are in the 20% range of the reference value.



Figure 5. A comparison of the mean with the standard deviation of the calculated ground reaction force by the top-down-up method and the measured force with a force platform during the laboratory experiment.



Figure 6. RMSE and calculated deviation for joint forces, GRF and joint moments for top-down-up and top-down inverse dynamics based on the reference value. Measurements were performed in the laboratory on a force platform. The middle line, the bottom and the top of the box present the median, 25th and 75th percentiles, respectively. The whiskers present the furthermost value in the 1.5 interquartile ranges.

3.2. Outdoor Validation Results

For the jumps on the ski jumping hill, the forces and moments in the joints (ankle, knee and hip) are calculated with the top-down-up procedure. The measurement protocol is described in a previous section. Figure 7 shows a comparison of the calculated forces and moments in the joints, 4 s before and 0.5 s after the end of the table. When the jumper is in the straight part of the IR phase, before the curved part of the ski jumping hill, the forces normalized according to the ski jumper's equipment and body weight (BW), and the moments normalized to the ski jumper's body weight and height (BW \times BH) in one ankle, knee and hip are constant. Centripetal force in the radius gradually increases as the IR runs more horizontally.



Figure 7. A comparison of the calculated forces and moments in the joints according to the top-down-up method during a ski jumping training session. The values represent one jump.

Figure 8 shows a comparison of the measured forces with the built-in force-platform on the table and the calculated GRF by using the top-down-up method in the last 6.5 m of the ski-hill and 0.5 m of the EF. Forces are normalized to BW. The analysis of the calculated GRF shows that a jumper produces a force of 171.6(155) % of BW during the TO phase. The analysis of the measured force with the built-in force-platform shows that a jumper produces a force of 171.3(84) % of BW during the TO phase. The difference in the shape of both forces is commented on later in the discussion. The RMSE and calculated deviation of the calculated and measured (reference) forces are presented in Figure 9. The RMSE of GRF is 81.3(184) N. The calculated deviation is 6.1(14) %.



Figure 8. Comparison of the mean with the standard deviation of the calculated GRF and measured force with the built-in force platform according to the top-down-up method during the outdoor experiment.



Figure 9. RMSE and calculated deviation of GRF for the top-down-up inverse dynamics based on the reference value. Measurements were performed during the outdoor experiment on the ski hill. The middle line, the bottom and the top of the box present the median, 25th and 75th percentiles, respectively. The whiskers present the furthermost value in the 1.5 interquartile ranges.

4. Discussion

The main objective of this work is to provide insight into the body joint reaction forces and moments during IR and TO phases, as well as to calculate the GRF during the TO phase of a ski jumper, based on miniature wearable IMU sensors and modeling. The whole study contained three parts. Firstly, the kinematic data measured with the IMU were compared to reference data measured by the Optotrak system during the laboratory experiment. Secondly, the same data served as the input set into the dynamic model, which relies on the Newton-Euler inverse dynamics analysis. Each segment of the jumper is treated as an independent body. The recursive calculation required by Newton-Euler analysis can be made in three different sequences, as explained in the Methods, shown in the Results and discussed further in this section (bottom-up, top-down-up and top-down methods). The laboratory experiments, which provided direct GRF measurement with a force plate, demonstrated that use of top-down-up leads to the smallest errors in the forces and moments acting on the individual joints of the body segments. The third part of this work was the implementation of this method with the utilization of IMUs for jumps on the ski jumping hill, the results of which are presented in Figures 7 and 8. The current state-of-the-art ski jumping hills implement a built-in force platform on the ski jump table. GRF that measured by such a platform and GRF that is calculated from data, collected with IMUs, by the top-down-up method, are finally compared.

Kinematic measurement: The kinematic measurement method, based on a wearable IMU-based system, gave an accurate estimation of the kinematic parameters of each joint while performing the ski jump. The results of IMU kinematics in the laboratory tests were convincingly close to those of the reference Optotrak system, presenting small errors in the mean and SD of the signal. This confirmed that the wearable measurement system is suitable for use and adequate in accuracy for the ski jump analysis. This has previously been demonstrated by Chardonnens *et al.* [10], who measured the orientations of the segments with IMUs and compared traces to other studies that used other possible techniques of measurements. The difference was less than 6° for 75% of jumps and less than 15° for 95% of jumps, confirming the validity of the IMU method.

Laboratory experiment: The results of different methods applied in a laboratory study were close during the initial phases, when a ski jumper was in an aerodynamic squat position. This is demonstrated with small errors of the signal; RMSE for this phase was less then 14 N (Figure 4). The calculated forces during the whole sequence were very much the same and presented small errors in the mean and SD values of the signals. Deviations are smaller than 12% of the measured value for the forces calculated with the top-down-up method. The calculated moments, based on different methods, differ from each other during the TO phase. During the laboratory experiment, a bottom-up method was used, where the external forces were known and measured with a force platform to obtain a reference. The top-down method does not have information about the external forces, while the method bottom-up has this information; therefore, the likelihood of an accurate outcome of the bottom-up method is increased. However, the goal was to create a method that does not require knowledge of the external forces. This goal is achieved with the third method, the top-down-up. The results of the top-down-up method were demonstrated to be closer to the reference method than the top-down method; this is shown in Figure 4. All RMSE and calculated deviations for forces and moments are given in Figure 6 for the top-down-up

and top-down methods. Therefore, for further analysis of the kinetic parameters the calculation based on the top-down-up method was performed. Confirmation of the top-down-up method was the main finding of the laboratory validation study.

Ski jumping hill experiment: The calculated forces and moments in the joints according to the top-down-up method, during the IR and TO phases of a ski jump, show: (1) the mean force normalized to BW in one ankle, knee and hip increases by a factor of 1.97, 1.96 and 1.92 in the radius; (2) the mean moment normalized to BW \times BH in one ankle, knee and hip increases by a factor of 2.00, 2.00 and 2.02 in the radius. This is expected, considering the simulation study reported by [5]. During the curved part, from entrance to exit, slight increases in the kinetic parameters can be observed in Figure 7. The centripetal force in the radius gradually increases as IR runs more horizontally. In the model used on ski-jumping hill, we assume that no external forces act on the HAT segment. In reality, a drag force contributes on every segment of the body including the starting segment of the chain (HAT). The purpose of ski jumper aerodynamic squat position is to minimize the drag force during IR and TO phases. Consequently, we assume that this drag force is too small to be worth consideration and needs to be further explored in the future.

Another objective of this study was also to calculate the GRF at TO following measurements with the IMU-based system as input to the dynamic model. The comparison of the results obtained by the top-down-up method for GRF calculation and direct measurements on the force platform during the laboratory experiment (presented in Figure 5) confirms the validity of such GRF calculation, as well as the adequate sensitivity of the system, which enables its use on the ski jumping hill. Finally, good fitting of the measured and calculated GRF in the outdoor experiment provides evidence that the estimation of the GRF is possible with the IMU-based system on any ski jumping hill. It is important to note that the use of the force platform on the table enables the measurement of GRF only in the part of the ski jumping hill where the platform is installed. Being an important practical advantage, the presented IMU-based system provides all of the parameters along the whole ski jumping hill.

When observing the GRF traces in Figure 8, measured and calculated with our method, three sections can be noticed: (I) the section on the left side up to -5 m; (II) the middle section from -5 m to -1.5 m; and (III) the section on the right side past -1.5 m. In the middle section (II), the orange and blue bold traces, and the lighter colors (standard deviation) are well within 10% of the measurements of the force platform and IMUs. Newton law's should not be forgotten when interpreting Sections (I) and (III). The ski jumper with skis is acting as an active force, while the ski track of the table provides the reaction force, which is distributed along the entire length of the skis. As a simplification, it could be assumed that the forward and backward half of the skis could each provide 50% of the reaction force. While the jumper approaches the force platform built into the table of the ski jumping hill, the skis gradually slide on the force platform. This causes an increasing portion of the reaction force to contribute to the force platform reading, which simultaneously decreases the amount of reaction force that is still supported by the ski track before the -6 m, where the force platform starts. Consequently, the force platform reading does not provide the entire GRF value immediately, but the reading first rises, while the portion of skis in contact with the force platform increases. The action-reaction gradual loading effect in the starting part of Figure 8 might indicate that our method offers a more realistic GRF value for this region compared to the force platform. The method, however, still needs to be further explored and verified in the future.

In Section (I), the initial overshot measured with the force platform at -5 m is only a delayed effect of a longer event, which appeared before the beginning of the force platform. A very similar situation can be observed in the section on the right side past -1.5 m. In Section (III), the jumper is leaving the table and force platform, which is less and less loaded, and consequently, only a portion of the reaction force is measured. The missing overshot is not measured with the force platform at -1.5 m, because the jumper starts leaving the table.

Further support for the validity of the IMU and dynamic modeling can be found with a comparison of Figure 5 (a jump recorded in the laboratory experiment), Figure 7 (a jump recorded on the ski jumping hill) and Figure 8 (GRF calculated from jump data recorded on a ski jumping hill). A similarity between the measured GRF and the calculated GRF can be observed in Figure 5 (within the time -0.25 s to 0.00 s). However, this similarity is not observed between measured and calculated GRF on the ski hill (Figure 8). A similarity between the calculated GRF from Figure 5 and calculated GRF from Section (III) in Figure 8 can be noticed. However, this similarity is not evident between measured GRF from Figures 5 and 8.

5. Conclusions

IMU-based measurement of ski jumpers' movements and joint load is a promising tool for trainers and researchers to better understand the kinematic parameters and joint dynamics during a ski jump. It is easy to use and does not need a team of expert staff to operate on any ski jumping hill size and place. In the indoor and outdoor experiments, the system was able to indirectly provide the values of forces and moments in the joints of the ski-jumpers' body segments, as well as the GRF during the IR and TO phases. In the future, the system could be extended to analyze the kinetic parameters during flight and landing.

Acknowledgments

The work was supported by the Slovenian Research Agency (ARRS) and the research program "Motion Analysis and Synthesis in Man and Machine (P2-0228)". The authors would like to thank the participants and their coaches, Gorazd Pogorelčnik (DPNC Kranj, Slovenia) and Jaroslav Sakala (SSK Ilirija, Slovenia), for their help in cooperation and experimental data acquisition.

Author Contributions

G.L. and M.M. conceived of and designed the experiments. G.L. performed the experiments. G.L. analyzed the data. G.L. and M.M. contributed reagents/materials/analysis tools. G.L. wrote the paper.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflict of interest.

References

- Schwameder, H. Biomechanics research in ski jumping, 1991–2006. Sports Biomech. 2008, 7, 114–136.
- Jošt, B. *Teorija in Metodika Smučarskih Skokov: (Izbrana Poglavja)*; Fakulteta za Šport: Ljubljana, Slovenia, 2009.
- Virmavirta, M.; Kivekäs, J.; Komi, P.V. Take-off aerodynamics in ski jumping. J. Biomech. 2001, 34, 465–470.
- 4. Virmavirta, M.; Isolehto, J.; Komi, P.; Schwameder, H.; Pigozzi, F.; Massazza, G. Take-off analysis of the Olympic ski jumping competition (HS-106m). *J. Biomech.* **2009**, *42*, 1095–1101.
- Ettema, G.J.; Braten, S.; Bobbert, M.F. Dynamics of the in-run in ski jumping: A simulation study. J. Appl. Biomech. 2005, 21, 247–259.
- Sasaki, T.; Tsunoda, K.; Uchida, E. The effect of segment power in ski jumping. *J. Biomech.* 1994, 27, 687.
- Schmölzer, B.; Müller, W. The importance of being light: aerodynamic forces and weight in ski jumping. J. Biomech. 2002, 35, 1059–1069.
- Virmavirta, M.; Isolehto, J.; Komi, P.; Brüggemann, G.P.; Müller, E.; Schwameder, H. Characteristics of the early flight phase in the Olympic ski jumping competition. *J. Biomech.* 2005, *38*, 2157–2163.
- Chardonnens, J.; Favre, J.; le Callennec, B.; Cuendet, F.; Gremion, G.; Aminian, K. Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *J. Sports Sci.* 2012, 30, 53–61.
- 10. Chardonnens, J.; Favre, J.; Cuendet, F.; Gremion, G.; Aminian, K. A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. *J. Biomech.* **2013**, *46*, 56–62.
- Bächlin, M.; Kusserow, M.; Tröster, G.; Gubelmann, H. Ski jump analysis of an Olympic champion with wearable acceleration sensors. In Proceedings of the International Semantic Web Conference (ISWC 2010), Shanghai, China, 7–11 November 2010; pp. 1–2.
- Ohgi, Y.; Hirai, N.; Murakami, M.; Seo, K. Aerodynamic Study of Ski Jumping Flight Based on Inertia Sensors (171). In *The Engineering of Sport 7*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2008; pp. 157–164.
- 13. Chardonnens, J.; Favre, J.; Cuendet, F.; Gremion, G.; Aminian, K. Measurement of the dynamics in ski jumping using a wearable inertial sensor-based system. *J. Sports Sci.* **2013**, *32*, 591–600.
- 14. Kusserow, M.; Amft, O.; Gubelmann, H.; Tröster, G. Arousal pattern analysis of an Olympic champion in ski jumping. *Sports Technol.* **2010**, *3*, 192–203.
- Beravs, T.; Podobnik, J.; Munih, M. Three-axial accelerometer calibration using Kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 2012, *61*, 2501–2511.
- Palermo, E.; Rossi, S.; Marini, F.; Patanè, F.; Cappa, P. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement* 2014, *52*, 145–155.

- 17. Abramowitz, M.; Stegun, I.A. *Handbook of Mathematical Functions: With Formulas, Graphs, and Mathematical Tables*; Dover Books on Mathematics, Courier Publications: New York, NY, USA, 2012.
- De Leva, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J. Biomech. 1996, 29, 1223–1230.
- 19. Paul, B. *Kinematics and Dynamics of Planar Machinery*; Prentice-Hall: Englewood Cliffs, NJ, USA, 1979.
- 20. Paul, J.P. Paper 8: Forces Transmitted by Joints in the Human Body. *Proc. Inst. Mech. Eng.* **1966**, *181*, 8–15.

 \odot 2015 by the authors; licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution license (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).