

Razvoj sistema za merjenje telesnih asimetrij s pospeškometri

Andrej Trošt^{1,2}, Marko Jamšek^{1,2}, Nejc Šarabon³, Jan Babič^{1,4}

¹ Laboratorij za nevromehaniko in biorobotiko, Odsek za avtomatiko, biokibernnetiko in robotiko, Institut Jožef Stefan, Jamova cesta 39, 1000 Ljubljana, Slovenija

² Mednarodna podiplomska šola Jožefa Stefana, Jamova cesta 39, 1000 Ljubljana, Slovenija

³ Univerza na Primorskem, Fakulteta za vede o zdravju, Polje 42, 6310 Izola, Slovenija

⁴ Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Tržaška cesta 25, 1000 Ljubljana, Slovenija
E-pošta: andrej.trost@ijs.si

Povzetek. V športu so akutne in kronične poškodbe pogoste kljub naraščajočemu znanju in zanimanju za preventivno dejavnost v športni praksi. Eden izmed glavnih vzrokov za nastanek poškodb pri športnikih so telesne asimetrije, s katerimi se je mogoče spoprijeti le, če jih pravilno izmerimo. Obstaja več sistemov, s katerimi lahko merimo telesne asimetrije, vendar večinoma ne omogočajo segmentnih meritev, medtem ko tisti, ki to omogočajo, niso prenosljivi. Za premostitev te prepreke smo načrtovali in izdelali prenosni merilni sistem, ki omogoča merjenje telesnih asimetrij spodnjega dela človeškega telesa. Merilni sistem meri in shranjuje podatke iz 6 pospeškometrov, ki so pritrjeni na stopalo, golenico in medenico obeh spodnjih okončin. Sistem je kompakten, lahek, prenosljiv, omogoča lokalno shranjevanje podatkov na merilni napravi in ima možnost uporabe zunanjega sprožitvenega signala za začetek vzorčenja podatkov. Sistem poganja sofisticiran mikrokrmilnik, ki zagotavlja vzorčenje podatkov pri visoki frekvenci vzorčenja. Niz preliminarnih poskusov je dal pozitivne rezultate evalvacije in validacije sistema, kar spodbuja nadaljnji razvoj in izboljšavo sistema.

Ključne besede: telesne asimetrije, pospeškometri, vzorčenje, merilni sistem

A system to measure the human body asymmetries using accelerometers

In sports, acute and chronic injuries of athletes are common despite the growing knowledge and interest in the preventive activity in the sports practice. One of the main causes of injuries in athletes are their body asymmetries, which can only be dealt with if properly quantified. Despite the availability of several measuring systems, the majority of them do not allow segmental measurements and those that do are not portable. To solve the issue, a portable measuring system to measure the body asymmetries of the lower part of the human body was designed and manufactured. It measures and stores the data acquired by six accelerometers attached at the foot, tibia and pelvis of the human both legs. The system is compact, lightweight, portable and allowing a local data storage on the measuring device itself and triggering external signal to start the data acquisition. The system is driven by a sophisticated microcontroller that ensures data sampling at a high sampling rate. Results of a preliminary experimental system evaluation and validation are positive and encouraging for its further development and enhancement.

Keywords: human body asymmetries, accelerometers, sampling, measuring system

1 UVOD

Zanimanje za preventivno dejavnost v športni praksi raste, vendar so akutne in kronične poškodbe v športu

kljub temu še vedno pogoste. Kronične poškodbe se pogosto pojavljajo pri tekačih na dolge proge [1], medtem ko so akutne poškodbe pogostejše v ekipnih športih [2]–[4]. Poškodbe v športu imajo poleg vpliva na udeležbo na športnih dogodkih tudi ekonomske in zdravstvene posledice tako za posameznika kot za družbo kot celoto. Neravnovesja v strukturi telesa in funkcije mišično-skeletnega sistema so bile večkrat predmet raziskav, kjer so raziskovalci iskali možne vzroke ali posledice športnih poškodb [5], [6]. Poškodbe spodnjih okončin so še zlasti pogoste pri teku, predvsem poškodbe kolena (28 %), gležnja (26 %) in goleni (16 %) [7]. Čeprav tek na prvi pogled ne deluje kot kompleksno gibanje v primerjavi s športi, v katerih se izvajajo zapletenejši gibi (atletika, športni ples idr.), pomeni visoko obremenitev za človeško telo. Eden od razlogov za nastanek poškodb pri teku je nepravilna biomehanika teka [8], ki je prisotna pri 80 % rekreativnih tekačev [9]. Posledica nepravilne biomehanike teka so tudi asimetrije spodnjega dela telesa. Asimetrije delimo na lokalne (asimetrije med mišicama leve in desne okončine ter med agonisti in antagonisti iste okončine) in globalne (prisotnost neravnovesja v zmogljivosti večjega dela telesa oziroma celotne kinetične verige) [10], [11]. Merjenje asimetrij pri tekačih med levo in desno okončino spodnjega dela telesa s pospeškometri nam da podatke o položaju sklepa oziroma celotne spodnje

okončine in velikosti sil, ki delujejo na mišično-skeletni sistem spodnjih okončin. Z ustrezno evalvacijo asimetrij lahko posledično bolje razumemo, kaj povzroči poškodbe in s kakšnimi preventivnimi ukrepi se lahko te prepreči.

V želji po zmanjšanju poškodb, ki so posledica teka, je treba analizirati gibanje tekača, pri čemer si lahko pomagamo s sistemi za zajem gibanja. Sisteme za zajem gibanja, ki se uporabljajo v raziskavah na področju športa, delimo v štiri osnovne kategorije: elektromagnetne, optoelektronske, metode, ki temeljijo na računalniški obdelavi slik in sisteme z inercialnimi senzorji [12]. Najpogostejši sistem za zajem gibanja teka in hoje je optoelektronski sistem, ki omogoča veliko točnost vzorčenja, ampak ima zaradi svoje kompleksnosti visoko ceno, ni odporen proti močnim zunanjim svetlobnim motnjam (npr. soncu) in ni enostavno prenosljiv. Zaradi teh omejitev optoelektronske sisteme raziskovalci na področju športa večinoma uporabljajo v laboratorijih [13], medtem ko so za meritve na prostem najbolj pogosto uporabljeni prenosni inercialski merilni sistemi (angl. IMU), ki za svoje delovanje uporabljajo kombinacijo pospeškometrov, žiroskopov in magnetometrov [12]. Pomanjkljivost komercialnih nosljivih IMU-senzorjev za spremljanje biomehaničnih lastnosti teka, kot so RunScribe [14], ETHOS [15], Garmin footpod FR70 [16] in FWIS [17], je, da se nosijo samo na stopalu, zaradi česar ne omogočajo merjenja asimetrij v celotni kinematični verigi spodnjih okončin. Večsegmentni merilni sistem, ki bi omogočal merjenje asimetrij med silami pri udarcu noge na tla med stopalom, kolenom in kolkom, bi pripomogel k jasnejšim spoznanjem, kako velike sile vplivajo na mišično-skeletni sistem pri tekaških poškodbah, in k znanju o njihovi preprečitvi. V ta namen smo izdelali in ovrednotili merilni sistem, ki lahko meri asimetrije med spodnjima okončinama preko celotne kinematične verige in je hkrati primeren za uporabo pri teku na prostem.

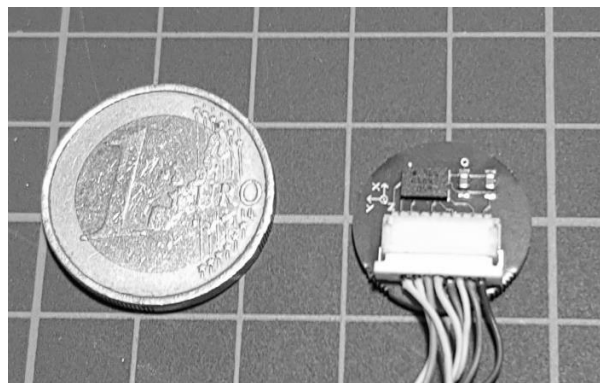
2 MATERIALI IN METODE

2.1 Izbira komponent

Asimetrije med spodnjima okončinama se bodo kvantificirale z analizo reakcijskih sil, ki se jih bo izračunalo iz pospeškov pri udarcu posamezne noge ob tla. Pri tem sta glavna kriterija za izbiro senzorja frekvenca vzorčenja in območje merjenja. Za merjenje sil na podlago pri teku ali skokih se kot zlati standard uporabljajo plošče za merjenje sil, pri katerih je običajna frekvenca vzorčenja 1.000 Hz [18]. Za izhodišče za izbiro merilnega območja pospeškometra smo pregledali obstoječe študije, kjer so merili navpične pospeške na golenico med tekom (vrednosti od 3 do 8 g) [19] in meritve navpičnih pospeškov na golenico pri navpičnih skokih (vrednosti od 15 do 42 g) [20]. S tem smo določili glavne kriterije za izbiro senzorja za naš sistem, in sicer

frekvenco vzorčenja 1.000 Hz, območje merjenja ± 24 g ter ločljivost vsaj 12-bit.

Za senzor pospeškov smo izbrali inercialno merilno enoto BMI088 (Bosch Sensortec GmbH, Germany). Osnovne podatke senzorja BMI088 prikazuje tabela 1. Da bi minimizirali maso senzorske enote, smo razvili namensko tiskanino z minimalno periferijo (Slika 1).



Slika 1: Po meri načrtovano in izdelano tiskano vezje s pospeškometrom BMI088 ter kovanec za skalo.

Tabela 1: Osnovne specifikacije senzorja BMI088.

Parameter	Minimalno	Maksimalno
Meritveno območje	± 3 g	± 24 g
Občutljivost	10.920 LSB/g (3 g, $T_A = 25$ °C)	1.365 LSB/g (24 g, $T_A = 25$ °C)
Izhodna frekvenca	12.5 Hz	1.600 Hz
Pasovna širina	5 Hz	280 Hz (245 Hz za Z os)
Ločljivost	16-bit	16-bit

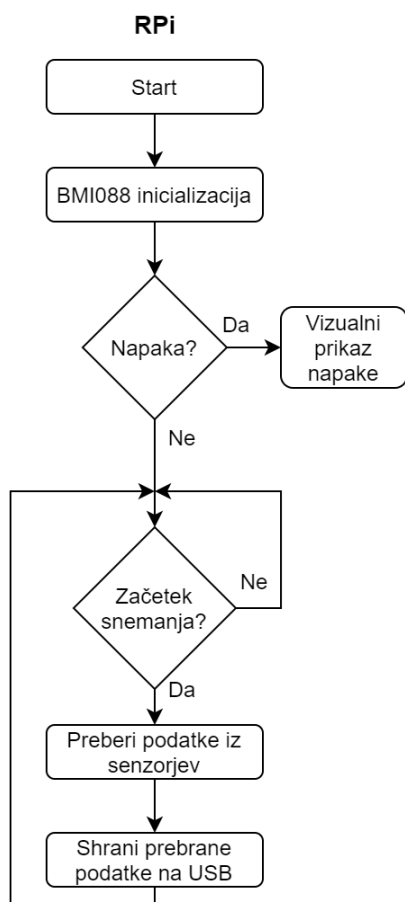
Za komunikacijo s senzorjem BMI088 smo izbrali prenos podatkov preko SPI-vodila. Čeprav je bil SPI primarno razvit kot protokol za komunikacijo med napravami na istem tiskanem vezju [21], se lahko omenjeni protokol z uporabo ustreznih kablov, gonilnikov in sprejemnikov (npr. ISL83490) uporabi tudi na daljših razdaljah [22]. V ta namen smo uporabili plošč in zelo upogljiv ethernet kabel (Memoryking GmbH, Deutschland). Z uporabo ploskega ethernet kabla in nastavitvijo hitrosti SPI-komunikacije na 1 MHz ni potrebe po ojačitvi signala pri dolžini kabla 2 metra ali manj.

Za izdelavo prototipa merilnega sistema pospeškov smo za centralno enoto izbrali računalnik na čipu Raspberry Pi 4B (Raspberry Pi Foundation, United Kingdom) (RPi). Prednosti RPi v primerjavi z mikrokontrolerji (kot denimo Arduino) so večja računska moč, več spomina in prostora za shranjevanje ter integrirane komponente za povezljivost (USB, Wi-Fi, Ethernet). Računalnik Raspberry Pi 4B služi kot centralna enota za zajem in shranjevanje podatkov iz pospeškometrov. Za zagotavljanje napajanja našega prenosnega merilnega sistema na terenu smo izbrali PiJuice modul (RAAMaudio UK Ltd, United Kingdom), ki s priloženo 1.100 mAh li-ion baterijo zagotavlja delovanje našega merilnega sistema približno 40 minut. Za minimalno triurno delovanje našega merilnega

sistema na terenu smo dodali še dodatno 3.400 mAh li-ion baterijo. Za zagotavljanje pravilnega beleženja časa tudi pri večkratnem vklopu in izklopu sistema na območju, kjer ni na voljo brezžični signal, smo uporabili časovni modul ChronoPi (Macetech LLC, USA). Naš merilni sistem vključuje še 6 senzorjev BMI088 na po meri narejenih tiskaninah (Slika 1) in preostale periferne elektronske elemente (stikala, gumbi, LED).

2.2 Nastavitve sistema

Da smo RPi lahko uporabili kot merilni sistem, je bilo treba spremeniti nekatere nastavitve izbranega operacijskega sistema DietPi, ki nima grafičnega uporabniškega vmesnika.



Slika 2: Diagram poteka programa merilnega sistema.

Omogočili smo SSH-povezavo za oddaljeno programiranje s prenosnega računalnika, namestili C-prevajalnik, omogočili in konfigurirali SPI-komunikacijo in napisali zagonsko skripto, ki zažene C-program ob zagonu RPi. Onemogočili smo nepotrebne procese operacijskega sistema, znižali prioriteto izvajanja procesov operacijskega sistema ter zvišali prioriteto našega programa.

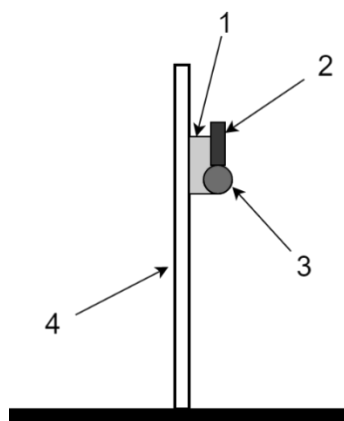
Notranja ura RPi se ponastavi ob vsakem izklopu napajanja sistema in samodejno sinhronizira samo preko spleta ob vsakem zagonu računalnika RPi. Med

izvajanjem meritev povezava s spletom ni predvidena, zato smo za rešitev tega problema uporabili časovni modul ChronoPi, ki ohranja točen čas tudi, ko je sistem izklopljen in brez napajanja.

Za čim hitreje izvajanje programa in manipulacijo vhodno-izhodnih enot računalnika RPi je program napisan v programskem jeziku C [23], [24]. Strukturo programa prototipnega merilnega sistema prikazuje slika 2. Izhodni podatki našega merilnega sistema so v pospeških (m/s^2). Frekvenca vzorčenja je programsko nastavljena na 1.000 Hz.

2.3 Eksperimentalni protokol

Za preverjanje zmogljivosti našega sistema in za validacijo meritev smo uporabili merilni sistem za zajem kinematike Optotrak (Northern Digital Inc., Canada) ter merilni sistem za zajem gibanja Xsens MVN Awinda (Xsens Technologies B. V., Netherlands).



Slika 3: Shema testne naprave za validacijo našega merilnega sistema z merilnim sistemom Optotrak. 1 – drsnik, 2 – pospeškometer, 3 – marker Optotrak, 4 – aluminijasti profil.

Naredili smo testno napravo za validacijo našega merilnega sistema z merilnim sistemom Optotrak (slika 3). Bila je sestavljena iz pokončnega, 90 cm dolgega, aluminijastega profila, plastičnega drsnika, na katerem sta bila privijačena Optotrakov svetlobni senzor (marker) in senzor pospeškov našega merilnega sistema. Za sočasen začetek merjenja našega merilnega sistema in merilnega sistema Optotrak smo uporabili Optotrakov sprožilni signal. Oba sistema sta zajemala podatke pri frekvenci 1.000 Hz. Drsnik s senzorjema smo ročno dvignili na vrh aluminijastega profila in ga spustili v prosti pad. Izvedli smo 5 meritev, vsaka meritev je trajala 10 minut z od 3 do 5 spusti senzorjev. Izhodni podatki sistema Optotrak so v položaju (mm). V Matlabu smo podatke položaja iz sistema Optotraka dvakrat odvajali, da smo dobili pospeške v m/s^2 . Poiskali smo vrhove v signalih RPi in Optotrak ter izračunali časovno razliko med obema vrhoma. Postopek smo ponovili za vse dogodke in meritve.

Za primerjavo med našim merilnim sistemom in merilnim sistemom Xsens MVN Awinda smo naredili držalo za senzorja obeh sistemov. Testirali smo tako, da

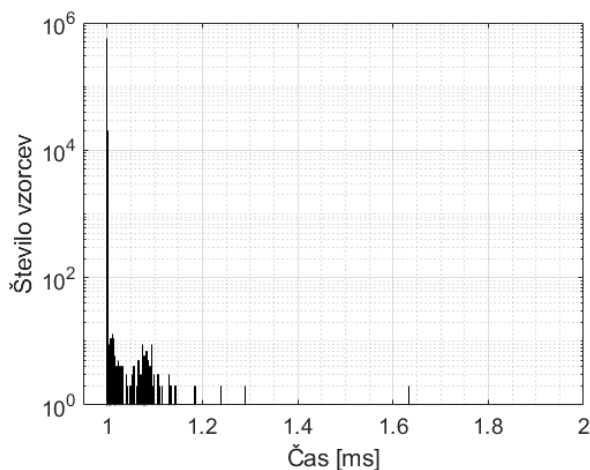
smo na mizi z roko premikali držalo senzorjev v pozitivni in negativni smeri vsake osi ter naredili 5 udarcev po mizi v pozitivni smeri Z-osi. Izbrali smo najvišjo frekvenco vzorčenja (100 Hz), ki jo omogoča merilni sistem Xsens MVN Awinda. S tem se pokažejo razlike med merilnima sistemoma v zajetih podatkih pri 100 Hz in 1.000 Hz. Dobljene podatke obeh merilnih sistemov smo ročno sinhronizirali s programskim paketom Matlab.

3 REZULTATI

Zaradi uporabe izbranega operacijskega sistema, ki ni optimiziran za izvajanje v realnem času, smo naš sistem validirali z referenčnim sistemom in analizirali časovne žige. Rezultati te analize so predstavljeni v podpoglavju 3.1. S primerjavo med našim merilnim sistemom in merilnim sistemom Xsens MVN Awinda smo dobili rezultate o amplitudnem ujemanju podatkov obeh merilnih sistemov ter razliko v zaznavi hipnih pospeškov, kar je predstavljeno v podpoglavju 3.2.

3.1 Validacija našega sistema z merilnim sistemom Optotrak

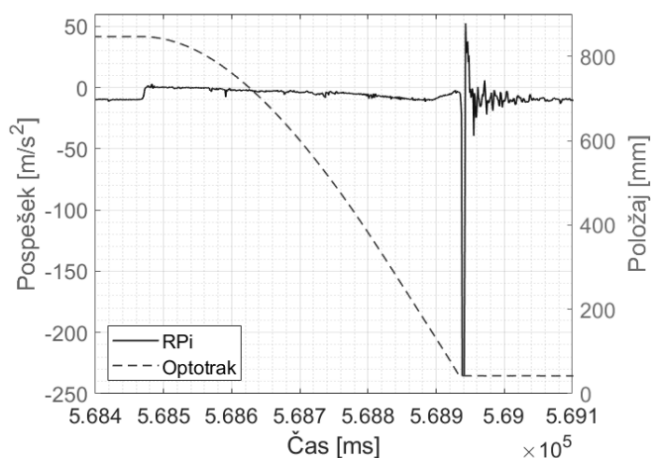
Slika 4 prikazuje porazdelitev razlike časa med dvema zaporednima vzorcema našega merilnega sistema. Pri večini vzorcev (96,53 %) je bila časovna razlika med dvema zaporednima vzorcema 1 ms. V preostalih primerih (3,47 %) je bila časovna razlika med dvema zaporednima vzorcema več kot 1 ms, vendar manj od 2 ms. 99,99 % vzorcev je imelo časovno razliko med dvema zaporednima vzorcema manj od 1.2 ms.



Slika 4: Histogram časovne razlike med časovnim žigom dveh zaporednih vzorcev pri našem merilnem sistemu. Število vzorcev pri času 1 ms znaša 579.200 (96,53 %).

Časovno skladanje meritev našega sistema in sistema Optotrak prikazuje slika 5. Ob času zaustavitve drsnika po prostem padu dobimo iz pospeškometra časovno kratek in velik pospešek, kar je posledica nenadne spremembe hitrosti drsnika ob dotiku trde podlage. Razlika med časoma, ko smo pri našem merilnem

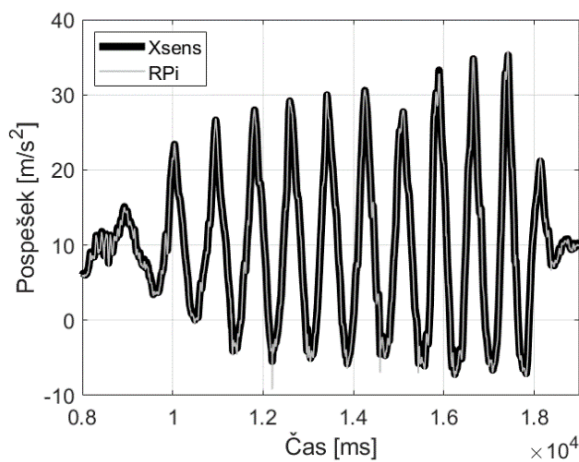
sistemu in merilnem sistemu Optotrak iz podatkov zaznali dotik drsnika ob podlago, je bila 7.57 ms s standardnim odklonom ± 6.67 ms.



Slika 5: Naš merilni sistem (polna črta, podatki v m/s^2) se časovno sklada z merilnim sistemom Optotrak (črtkana črta, podatki v mm).

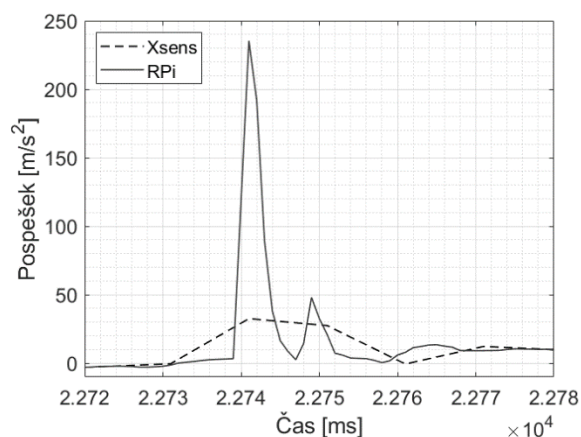
3.2 Primerjava našega merilnega sistema in merilnega sistema Xsens

Slika 6 prikazuje časovno in amplitudno ujemanje signalov obeh merilnih sistemov.



Slika 6: Signala našega merilnega sistema in merilnega sistema Xsens pri skupnem gibanju senzorjev obeh sistemov.

Slika 7 prikazuje razliko zajetih podatkov. Frekvenca vzorčenja 100 Hz in merilno območje ± 16 g merilnega sistema Xsens (črtkana črta) nista bila dovolj visoka, da bi zajela hitre spremembe pospeškov, ki se pojavijo pri nenadnih udarcih, medtem ko sta frekvenca vzorčenja 1.000 Hz in merilno območje (± 24 g) našega merilnega sistema (polna črta) dovolj visoka za zaznavo hipnih pospeškov. V tem primeru je omejitvev sistema merilno območje senzorjev, ki je $235 m/s^2$.



Slika 7: Graf prikazuje en udarec senzorja našega merilnega sistema in senzorja merilnega sistema Xsens po mizi v negativni smeri Z-osi.

4 RAZPRAVA

Načrtovanje novega merilnega sistema je zahteven in dolgotrajen proces, pri katerem se je treba skozi celoten projekt posvetiti malenkostim, ki vplivajo na točnost in zanesljivost merilnega sistema. Izbira komponent je tesno podvržena zahtevam projekta, kar v našem primeru zajema veliko območje merjenja, visoko frekvenco vzorčenja in veliko ločljivost. Med tekom so sile na spodnji del telesa velike, zato mora biti merilno območje primerno velikosti merjenih sil na telo. Visoka frekvenca vzorčenja nam omogoča merjenje hipnih pospeškov in posledično izračunanih sil na spodnji del telesa. Z visoko ločljivostjo pridobimo podatke o majhnih spremembah v karakteristikah rezultatov.

Senzorji morajo biti majhni in lahki, da njihova masa preko vztrajnosti ne vpliva na senzor pospeškov in ne vnaša neželenega šuma v podatke meritev. Kabli morajo biti tanki, njihova prožnost oziroma upogljivost med tekom ne sme vnašati neželenih dodatnih sil na senzor pospeškov, hkrati pa morajo čim manj ovirati tekača. Izbira programskega jezika vpliva na hitrost izvajanja programa na mikrokontrolerjih. Primerna izbira so nizkonivojski jeziki, kot je C, ki omogoča hitro izvajanje kode na mikrokontrolerju, in z njim lahko programiramo veliko večino mikrokontrolerjev, ki so na voljo na trgu. Zaradi primernih specifikacij, razširjenosti na trgu, cene in preprostosti uporabe smo za naš namen uporabili računalnik Raspberry Pi 4B. Prednost računalnika Raspberry Pi pred mikrokontrolerji, kot je Arduino, je v veliki računski moči procesorske enote in že dodanih napravah za povezanost (Wi-Fi, Bluetooth, USB-vrata), vendar za delovanje potrebuje nameščen operacijski sistem. Če nameščen operacijski sistem ni namenjen izvajanju v realnem času (RTOS – real time operating system), tudi merilni sistem ni primeren za vzorčenje podatkov pri visokih frekvencah (1 kHz in več), saj operacijski sistem določa prioritete izvajanja procesov. V ta namen smo v operacijskem sistemu DietPi spremenili prioritete procesov v korist našega programa, in tako

omogočili ustrezno vzorčenje podatkov. Kljub nastavitvam prioritete je občasno prihajalo do minimalnih zakasnitev izvajanja programa v rangu 1 ms, kar na rezultate analize podatkov nima bistvenega vpliva.

Rezultati validacije našega merilnega sistema z merilnim sistemom Optotrak ter primerjava z merilnim sistemom Xsens so pokazali, da je naš merilni sistem zelo zmogljiv in primeren za analizo pospeškov pri teku.

Kljub uporabi operacijskega sistema, ki ni primarno namenjen izvajanju v realnem času, smo optimizirali izvajanje programa in dosegli zelo majhna odstopanja od želene frekvence vzorčenja. 99,99 % vzorcev je imelo časovno razliko med dvema zaporednima vzorcema manj od 1.2 ms, 96,53 % vzorcev pa natanko 1 ms. S tem smo pokazali, da je mogoče z uporabo nenamenskih programskih in strojnih rešitev narediti relativno zanesljiv merilni sistem tudi pri višjih frekvencah vzorčenja. Razlika med vrhovi izmerjenih podatkov pri validaciji Optotrak ob sočasnem začetku meritev je bila 7.57 ms s standardnim odklonom ± 6.67 ms pri meritvah dolžine 10 minut, kar dodatno potrjuje zanesljivost zajema podatkov našega sistema. Primerjava našega merilnega sistema z merilnim sistemom Xsens je pokazala, da si signala obeh merilnih sistemov pri majhnih pospeških (< 50 m/s²) časovno in amplitudno sledita. Razlika med sistemoma se je pokazala ob nenadnih pospeških, kot je udarec senzorjev ob podlago. V tem primeru je naš merilni sistem pri 1.000 Hz zaznal nenaden in amplitudno zelo velik pospešek, medtem ko merilni sistem Xsens tega ni zaznal. Natančna meritev hipnih pospeškov je zelo pomembna za izračun reakcijskih sil na podlago pri teku in posledično za izračun telesnih asimetrij.

Z razvojem, izdelavo in testiranjem našega merilnega sistema pospeškov smo pokazali, da je mogoče iz komercialno dostopnih komponent narediti relativno poceni merilni sistem. Sistem smo validirali in evalvirali ter pokazali, da je naš prenosni merilni sistem po zanesljivosti in kakovosti vzorčenja primerljiv z že uveljavljenimi merilnimi sistemi. Tako bo lahko omogočil merjenje asimetrij med spodnjima okončinama preko celotne kinematične verige tako v zaprtih prostorih kot na terenu.

LITERATURA

- [1] A. D. Lopes, L. C. Hespanhol, S. S. Yeung, and L. O. P. Costa, "What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries?," *Sport. Med.*, vol. 42, no. 10, pp. 891–905, 2012, doi: 10.1007/bf03262301.
- [2] J. H. Stubbe *et al.*, "Injuries in professional male soccer players in the Netherlands: A prospective cohort study," *J. Athl. Train.*, vol. 50, no. 2, pp. 211–216, 2015, doi: 10.4085/1062-6050-49.3.64.
- [3] K. D. Barber Foss, G. D. Myer, and T. E. Hewett, "Epidemiology of basketball, soccer, and volleyball injuries in middle-school female athletes," *Phys. Sportsmed.*, vol. 42, no. 2, pp. 146–153, 2014, doi: 10.3810/psm.2014.05.2066.
- [4] C. Hrysomallis, "Injury Incidence, Risk Factors and Prevention in Australian Rules Football," *Sport. Med.*, vol. 43, no. 5, pp. 339–354, 2013, doi: 10.1007/s40279-013-0034-0.

- [5] A. M. C. van Beijsterveldt, I. G. L. van de Port, A. J. Vereijken, and F. J. G. Backx, "Risk Factors for Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Systematic Review of Prospective Studies," *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 23, no. 3, pp. 253–262, 2013, doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01487.x.
- [6] M. Brughelli, J. Cronin, J. Mendiguchia, D. Kinsella, and K. Nosaka, "Contralateral Leg Deficits in Kinetic and Kinematic Variables During Running in Australian Rules Football Players With Previous Hamstring Injuries," *J. Strength Cond. Res.*, vol. 24, no. 9, 2010, [Online]. Available: https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2010/09000/Contralateral_Leg_Deficits_in_Kinetic_and.37.aspx.
- [7] P. Francis, C. Whatman, K. Sheerin, P. Hume, and M. I. Johnson, "The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location and specific pathology: A systematic review," *J. Sport. Sci. Med.*, vol. 18, no. 1, pp. 21–31, 2019.
- [8] C. Napier, C. K. Cochrane, J. E. Taunton, and M. A. Hunt, "Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: a systematic review," *Br. J. Sports Med.*, vol. 49, no. 21, pp. 1382 LP – 1388, Nov. 2015, doi: 10.1136/bjsports-2014-094393.
- [9] W. Schamberger, "Malalignment Syndrome in Runners," *Phys. Med. Rehabil. Clin.*, vol. 27, no. 1, pp. 237–317, Feb. 2016, doi: 10.1016/j.pmr.2015.08.005.
- [10] S. J. Maloney, "The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review," *J. Strength Cond. Res.*, vol. 33, no. 9, 2019, [Online]. Available: https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2019/09000/The_Relationship_Between_Asymmetry_and_Athletic.32.aspx.
- [11] M. Lesinski, T. Hortobágyi, T. Muehlbauer, A. Gollhofer, and U. Granacher, "Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis," *Sport. Med.*, vol. 45, no. 12, pp. 1721–1738, 2015, doi: 10.1007/s40279-015-0375-y.
- [12] E. van der Kruk and M. M. Reijnen, "Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review," *Eur. J. Sport Sci.*, vol. 18, no. 6, pp. 806–819, 2018, doi: 10.1080/17461391.2018.1463397.
- [13] J. Spörri, C. Schieffermüller, and E. Müller, "Collecting Kinematic Data on a Ski Track with Optoelectronic Stereophotogrammetry: A Methodological Study Assessing the Feasibility of Bringing the Biomechanics Lab to the Field," *PLoS One*, vol. 11, no. 8, pp. 1–12, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0161757.
- [14] F. García-Pinillos *et al.*, "Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis," *PLoS One*, vol. 14, no. 9, pp. 1–11, 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0222872.
- [15] C. Strohrmann, H. Harms, G. Tröster, S. Hensler, and R. Müller, "Out of the Lab and into the Woods: Kinematic Analysis in Running Using Wearable Sensors," in *Proceedings of the 13th International Conference on Ubiquitous Computing*, 2011, pp. 119–122, doi: 10.1145/2030112.2030129.
- [16] R. W. Willy, L. Buchenic, K. Rogacki, J. Ackerman, A. Schmidt, and J. D. Willson, "In-field gait retraining and mobile monitoring to address running biomechanics associated with tibial stress fracture," *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 26, no. 2, pp. 197–205, 2016, doi: <https://doi.org/10.1111/sms.12413>.
- [17] B. Muniz-Pardos *et al.*, "Integration of Wearable Sensors Into the Evaluation of Running Economy and Foot Mechanics in Elite Runners," *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 17, no. 12, 2018, [Online]. Available: https://journals.lww.com/acsm-csmr/Fulltext/2018/12000/Integration_of_Wearable_Sensors_Into_the.15.aspx.
- [18] W. Niu, T. Feng, C. Jiang, and M. Zhang, "Peak Vertical Ground Reaction Force during Two-Leg Landing: A Systematic Review and Mathematical Modeling," *Biomed Res. Int.*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/126860.
- [19] E. M. Hennig and M. A. Lafortune, "Relationships between Ground Reaction Force and Tibial Bone Acceleration Parameters," *Int. J. Sport Biomech.*, vol. 7, no. 3, pp. 303–309, Aug. 2016, doi: 10.1123/ijsb.7.3.303.
- [20] N. G. Elvin, A. A. Elvin, and S. P. Arnoczky, "Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping," *J. Appl. Biomech.*, vol. 23, no. 3, pp. 180–189, 2007, doi: 10.1123/jab.23.3.180.
- [21] D. Number, "SPI Block Guide," pp. 1–38, 2003.
- [22] T. I. Incorporated, "Analog Applications Journal, 4Q 2011," 2011.
- [23] L. Prechelt and D.-Karlsruhe, "An empirical comparison of C++, Java, Perl, Python, Rexx, and Tcl for a search/string-processing program," 2000.
- [24] M. Fourment and M. R. Gillings, "A comparison of common programming languages used in," vol. 9, pp. 1–9, 2008, doi: 10.1186/1471-2105-9-82.

Andrej Trošt je leta 2016 diplomiral na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko v Mariboru. Zaposlen je kot strokovni sodelavec na Institutu Jožef Stefan na Odseku za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko.

Marko Jamšek je diplomiral in magistriral na Fakulteti za strojništvo v letih 2014 in 2017. Zaposlen je kot mladi raziskovalec na Institutu Jožef Stefan na Odseku za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko.

Nejc Šarabon je leta 2000 diplomiral na Fakulteti za šport, leta 2002 pa na Visoki šoli za zdravstvo Univerze v Ljubljani. Na Fakulteti za šport je leta 2005 tudi doktoriral. Njegova raziskovalna dejavnosti obsega proučevanje dejavnikov tveganja za nastanek poškodb pri športnikih s posebnim poudarkom na telesnih asimetrijah ter številna druga področja športne znanosti, gibanja človeka, zdravja in ergonomije.

Jan Babič je v letih 1999 in 2004 diplomiral in doktoriral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Njegova raziskovalna dejavnost obsega splošne raziskave motorične kontrole pri ljudeh in uporabo bioloških dognanj pri razvoju robustnih robotskih sistemov za fizično interakcijo s človekom in okoljem.