

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Razvoj sistema za merenje raspodele sile reakcije
podloge koristeći MEMS piezorezistivne senzore

Master rad

Mentor:

Prof. Dr Dejan B. Popović

Kandidat:

Vladimir Kojić

Jul, 2013. godine u Beograd

SADRŽAJ

| | |
|---|-----------|
| 1. UVOD | 1 |
| 2. ANALIZA HODA | 2 |
| 2.1. Kinematika hoda | 4 |
| 2.2. Kinetika hoda | 6 |
| 2.3. Elektromiografska kineziologija (KEMG)..... | 8 |
| 3. POSTOJEĆI SISTEMI I TEHNIKE ZA MERENJE SILE REAKCIJE PODLOGE | 9 |
| 3.1. Bitne karakteristike sistema za merenje GRF | 10 |
| 3.2. Vrste senzora koji se ugrađuju u uložak | 13 |
| 3.2.1. Resistivni senzori | 13 |
| 3.2.2. Kapacitivni senzori..... | 15 |
| 3.2.3. Piezoelektrični senzori | 16 |
| 3.2.4. Piezoresistivni senzori..... | 17 |
| 4. REALIZOVANI SISTEM ZA MERENJE RASPODELE SILE REAKCIJE PODLOGE | 20 |
| 4.1. Cilj rada..... | 20 |
| 4.2. Realizacija hardvera | 20 |
| 4.2.1. Senzor..... | 20 |
| 4.2.2. Uložak | 22 |
| 4.2.3. Pojačavačka kutija..... | 22 |
| 4.3. Realizovani softver za akviziciju signala..... | 23 |
| 4.3.1. Online program..... | 23 |
| 4.3.2. Offline program..... | 25 |
| 5. METOD ZA EVALUACIJU SISTEMA | 27 |
| 5.1. Ispitanik..... | 27 |
| 5.2. Procedura..... | 27 |
| 5.3. Obrada podataka..... | 28 |
| 6. REZULTATI I DISKUSIJA | 30 |
| 7. ZAKLJUČAK | 35 |
| REFERENCE | 37 |

SPISAK SLIKA

| | |
|---|----|
| Slika 2.1: Fotografije koje je Étienne-Jules Marey napravio sa kronofotografskom „puškom“ (1880. godine)..... | 2 |
| Slika 2.2: Opis faza tokom jednog ciklusa koraka | 3 |
| Slika 2.3: Sistem za snimanje hoda pomoću goniometara i akcelerometara | 4 |
| Slika 2.4: Pozicije desne noge u sagitalnoj ravni tokom jednog koraka | 5 |
| Slika 2.5: Laboratorija za analizu hoda Univerziteta u Aucklandu | 5 |
| Slika 2.6: Tri različita profila sile reakcije podloge | 6 |
| Slika 2.7: Centar gravitacije tela (C of G) i centar pritiska stopala (C of P)..... | 7 |
| Slika 2.8: Tipična EMG aktivnost 6 mišića tokom jednog ciklusa hoda | 8 |
| Slika 3.1: Različiti sistemi platformi za merenje sile reakcije podloge. Levo je data platforma koja može da meri tri ortogonalne sile i tri momenta sila | 9 |
| Slika 3.2: Primer signala sa izlaza senzora koji ima izražen histerezisom..... | 11 |
| Slika 3.3: Maksimalni pritisci i sile koje su zabeležene tokom prirodnog hoda | 12 |
| Slika 3.4: Preporučene zone za postavljanje senzora sile | 12 |
| Slika 3.5: Efekat puzanja za senzor pritiska..... | 13 |
| Slika 3.6: Skica resistivnog senzora (FSR) | 14 |
| Slika 3.7: Test histerezisa za tri FSR senzora različitih proivodača..... | 14 |
| Slika 3.8: F-Scan® sistem za merenje GRF-a..... | 15 |
| Slika 3.9: Peki sistem za merenje GRF sa 5 FSR senzora | 15 |
| Slika 3.10: Kapacitivni senzor za merenje pritiska (Hercules, model F4-4R)..... | 16 |
| Slika 3.11: Pedar® sistem za merenje raspodele GRF-a..... | 16 |
| Slika 3.12: BioFoot® sistem za mrenje raspodele GRF-a [33]..... | 17 |
| Slika 3.13: Piezoelektrični film pretvarači pritiska | 17 |
| Slika 3.14: Skica čipa MEMS senzora | 18 |
| Slika 3.15: Prenosna karakteristika MEMS senzora | 18 |
| Slika 3.16: Primeri inkapsulacije MEMS senzora koji su korišćeni u konstrukciji uloška za merenje GRF | 18 |
| Slika 3.17: Parotec sistem za merenje raspodele GRF-a..... | 19 |
| Slika 4.1: MEMS piezoresistivni senzor pritiska | 21 |
| Slika 4.2: MEMS piezoresistivni senzor pritiska ugrađen na štampanu pločicu | 21 |
| Slika 4.3: Uložak sa izbušenim rupama za postavljanje senzora i plastičnih čepova. | 22 |

| | |
|--|----|
| Slika 4.4: Šema pojačavača za jedan senzor i 3D animacija celog realizovanog pojačavača sa 8 kanala | 22 |
| Slika 4.5: Pojačavačka kutija i AD kartica | 23 |
| Slika 4.6: Prvi tab programa za praćenje i snimanje signala..... | 24 |
| Slika 4.7: Drugi tab programa za snimanje signala..... | 24 |
| Slika 4.8: MATLAB program napravljen za potrebe obrade signala snimljenih sa realizovanim sistemom za merenje raspodele GRF..... | 25 |
| Slika 5.1: Dva sistema za snimanje hoda: Levo je sistem za MEMS ulošima, a desno se nalazi Peki sistem. | 28 |
| Slika 5.2: Ispitanik sa potpuno opremljenim sistemom za snimanje GRF..... | 28 |
| Slika 6.1: Profil signala koji daje uložak sa MEMS senzorima snimljen tokom prirodnog hoda | 30 |
| Slika 6.2: Profil signala sa Peki uloška snimljen tokom prirodnog hoda..... | 31 |
| Slika 6.3: Preklopljeni signali 20 ciklusa snimljeni sa MEMS senzora tokom prirodnog hoda | 31 |
| Slika 6.4: Srednje vrednosti i standardne devijacije za 20 ciklusa koraka..... | 32 |
| Slika 6.5: Sabrani signali sa sva tri MEMS senzora tokom hoda | 33 |

SPISAK TABELA

| | |
|--|----|
| Tabela 5.1: Podaci o ispitaniku..... | 27 |
| Tabela 6.1: Srednje vrednosti kadence i kontaktnog vremena | 34 |

SKRAĆENICE

GRF – Sila reakcije podloge (eng. *Ground Reaction Force*)

IC – Inicijalni kontakt (eng. *Initial Contact*)

EMG – Elektromiografija (eng. *Electromyography*)

FSR – Resistivni senzori sile (eng. *Force Sensitive Resistors*)

MEMS – Mikro elektro mehanički sistem (eng. *Micro-Electro-Mechanical System*)

GUI – Grafički korisnički interfejs (eng. *Graphical User Interface*)

CT – Kontaktno vreme (eng. *Contact Time*)

CV – Koeficijent varijacije (eng. *Coefficient of Variation*)

ZAHVALNICA

Zahvaljujem se svom mentoru profesoru Dejanu Popoviću, kako za savete i podučavanja, tako i za obezbeđene uslove da se osete čari naučnog istraživanja i stvaranja.

Zahvaljujem se profesorki Mirjani Popović za sugestije koje su dovele do poboljšanja ovog rada.

Za saradnju zahvalio bih se akademiku prof. Zoranu Đuriću, iz čijih razgovora su uvek nastajala konstruktivna rešenja bitna za rad.

Na poslednjem, ali najbitnijem mestu, zahvalio bih se svojoj porodici i prijateljima na posrednoj pomoći i njihovom strpljenju.

1. UVOD

Ovaj rad opisuje sistem koji treba da pruži kvalitetnije i pouzdanije merenje raspodele sile reakcije podloge (eng. *Ground Reaction Force*, GRF), i na taj način da doprinese kvalitetnijoj analizi hoda koja je dosta značajna u kliničkoj praksi i biomehaničkim istraživanjima. Tokom rada realizovani su hardver i softver ovog sistema, i ispitana pouzdanost istog na zdravom ispitaniku.

Rad se sastoji iz sedam poglavlja.

Nakon prvog, tj. uvodnog poglavlja u kome je prikazana struktura rada, u drugom poglavlju je data najbitnija teorija analize hoda, koja je podeljena na kinematiku hoda, kinetiku hoda i elektromiografsku kineziologiju. U ovom poglavlju su definisani i najbitniji termini i parametri koji se koriste pri analizi hoda.

Treće poglavlje opisuje tehničke karakteristike koje odlikuju sisteme za merenje GRF. Takođe, kroz opis karakteristika navedeni su i drugi sistemi koji su se do danas razvili i koji neki od njih postoje na slobodnom tržištu.

Realizacija sistema za merenje sile reakcije podloge data je u četvrtom poglavlju. Najpre dat je cilj koji treba da ima realizovani sistem, a potom je detaljno opisan tok realizacije hardverskog i softverskog dela sistema.

Metod za evaluaciju sistema, koji podrazumeva detaljan prikaz procedure za ispitivanje realizovanog sistema i način obrade podataka, opisan je u petom poglavlju.

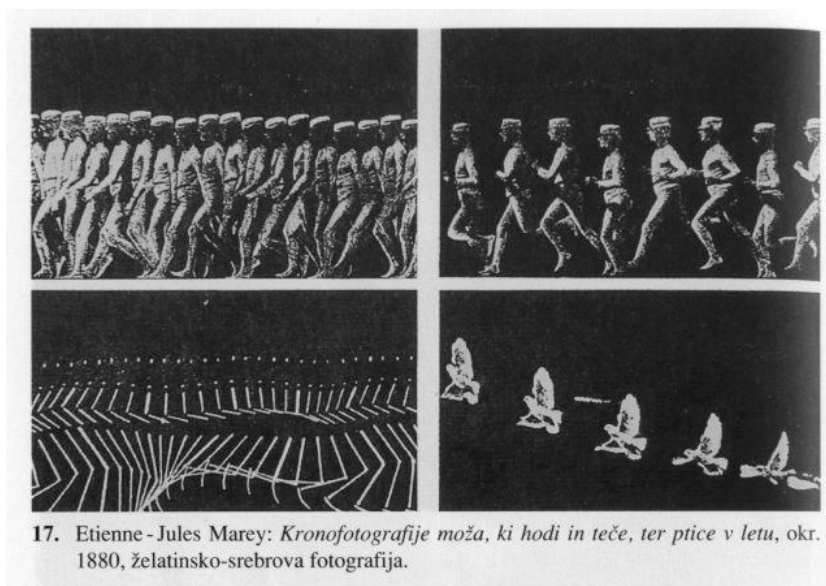
U šestom poglavlju pokazani su rezultati merenja raspodele GRF-a. Zajedno sa prikazom rezultata, u ovom poglavlju dati su rezultati merenja GRF-a drugih sistema i diskutovano je o sličnostima i razlikama između njihovih rezultata i dobijenih u ovom radu.

Sedmo, a ujedno i poslednje poglavlje, sadrži kratko viđenje cele oblasti koja se bavi merenjem GRF-a, i sumirani su uspesi (ili samo neuspesi) realizovanog sistema i dati predlozi za njegova buduća usavršavanja.

2. ANALIZA HODA

Ljudski hod je najuobičajeniji od svih ljudskih pokreta. Savladati hod dok smo još gotovo odojčad nije jednostavno, ali kada se tada jednom nauči, postaje gotovo podrazumevan i nesvesno ga koristimo. Bilo kakav hod, pa i najprostije šetanje, rezultat je komplikovanog procesa koji uključuje radnje mozga, kičmene moždine, perifernog nervnog sistema, mišića, kostiju i zglobova. Zbog ovakvog kompleksnog sistema, povrede ili bolesti koje mogu dovesti do narušavanja hoda su mnogobrojne, i tek kada se dogode shvatimo našu ograničenost da razumemo kompleksnost biomehaničkog i motornog kontrolnog mehanizma.

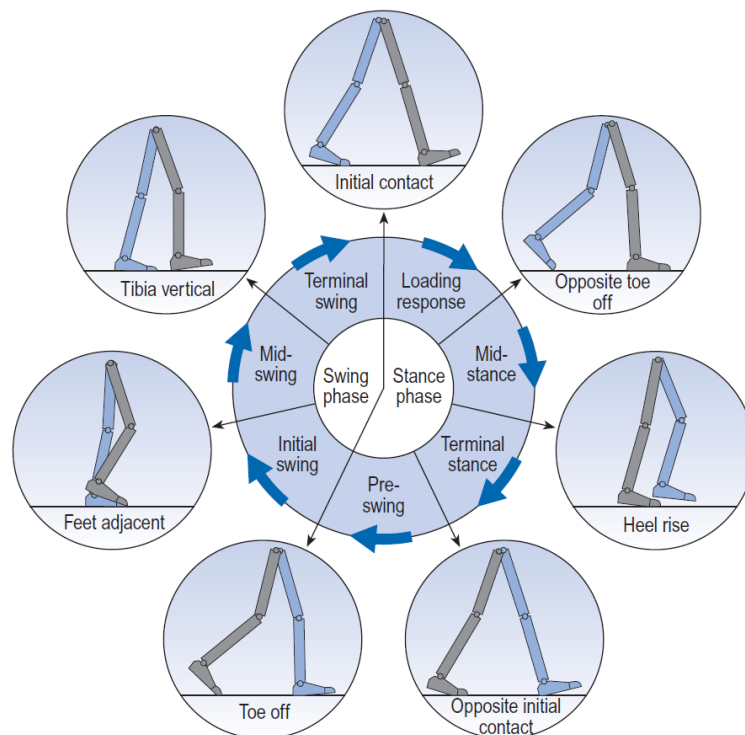
Hodanje je nesumnjivo bilo interesantno za analizu još od kada postoji ljudski rod, ali tema ozbiljne analize postaje tek od Renesansnog doba, nakon što su Leonardo da Vinči, Galileo Galilej i Isak Njuton svojim radovima dali korisne opise ljudskog hoda. Takođe, značajan doprinos dao je i francuski naučnik Étienne-Jules Marey sa svoje dve knjige [1], [2], a i sa serijom fotografija koje je napravio sa kronofotografskom „puškom“ (slika 2.1).



Slika 2.1: Fotografije koje je Étienne-Jules Marey napravio sa kronofotografskom „puškom“ (1880. godine). Marey je sam razvio ovaj uređaj, što je za to doba predstavljao veoma sofisticirani sistem koji je mogao da napravi 12 fotografija u sekundi. Na donjoj levoj slici je data jedna prezentacija hoda koja je i dan danas veoma zastupljena i značajna. Pored mnogobrojnih ljudskih pokreta, Mayer je snimao i pokrete pasa, konja, ptica (donja desna slika), insekata itd.

Da bi se istraživači u ovoj oblasti međusobno razumeli, odnosno da ne bi doveli jedni druge do zabune zbog toga što ne koriste iste termine za određene stvari, definisane su konvencije i standardi kojih trebaju svi da se pridržavaju. Tako se definiše ciklus hoda koji se sastoji iz dva koraka, tačnije predstavlja radnju između dva sukcesivna pojavljivanja istog događaja tokom hoda. Iako bilo koji događaj tokom hoda može biti izabran kao početni, postoji generalna konvencija da to bude kada jedna noga dohvati podlogu, što se naziva inicijalni kontakt (eng. *Initial Contact*, IC). Kao što je to prikazano na slici 2.2, odlučeno je da IC desne noge predstavlja početak ciklusa hoda, koji traje sve dok ponovo desna noga ne napravi IC. Ciklus hoda može se podeliti na sedam perioda. Četiri se nalaze u fazi oslonca, kada je desno stopalo na podlozi: odgovor na opterećenje (IC desne noge), ravno stopalo (oslonac samo na stopalo desne noge), kraj faze oslonca (odizanje pete) i faza odraza (odizanje prstiju). Ostala tri perioda se nalaze u fazi zamaha, kada desno stopalo nije na podlozi: inicijalni zamah (odizanje stopala), kraj faze savijanja (prolazak noge pored opterećenja) i kraj zamaha (usporavanje, pripremanje za inicijalni kontakt). U trenutku IC-a jedne noge, započinje period kada su obe noge na podlozi i koja se naziva faza dvostrukog oslonca, koja traje sve dok se ne odigne stopalo druge noge. Pošto u jednom ciklusu hoda postoje dva IC-a (jedne pa druge noge), sledi, da u jednom ciklusu hoda postoje dve faze dvostrukog oslonca. Period jednog celog ciklusa hoda naziva se vreme ciklusa, i podeljen je na vreme oslonca i vreme zamaha. Vreme oslonca obično traje oko 60% vremena jednog ciklusa hoda, a vreme zamaha oko 40% vremena, dok ukupno vreme dvostrukog oslonca u jednom ciklusu traje oko 20% vremena [3].

Vrlo čest klinički parametar koji se meri kod hoda je kadenca. Kadenca hoda predstavlja broj koraka u jednoj minuti. Prirodna ili slobodna kadenca se dobija kada osoba



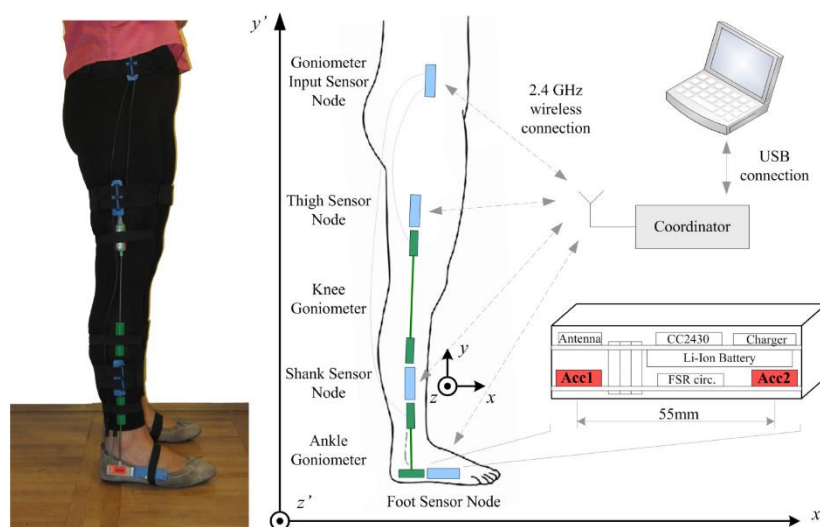
Slika 2.2: Opis faza tokom jednog ciklusa koraka [3]. Desna noga je obojena sivom, a leva plavom bojom. Faza oslonca (swing phase) i faza zamaha (stance phase) su podeljene na ukupno sedam podfaza: odgovor na opterećenje (loading response), ravno stopalo (mid-stance), kraj faze oslonca (terminal stance), faza odraza (pre-swing), inicijalni zamah (initial swing), kraj faze savijanja (mid-swing) i kraj zamaha (terminal swing).

hoda što je moguće prirodnije ili slobodnije. Prirodna kadenca varira od osobe do osobe i najčešće iznosi od oko 100 do 120 koraka/min, na čiju vrednost najviše utiče pol, visina i starosno doba osobe [4]. Uz prirodnu kadencu, za svaku osobu može da se definiše spora i brza kadenca, koja predstavlja svako sporije i brže hodanje od prirodnog hoda, respektivno. Kada se koriste termini spora ili brza kadenca, mora se navesti i kolika je razlika u odnosu na prirodnu kadencu, npr. brza kadenca = prirodna kadenca + 20 koraka/min.

Kroz istoriju napredovanja prirodnih nauka razvile su se dve oblasti analize kretanja tela: kinematika i kinetika. Tako se i analiza hoda može posmatrati sa kinematičke i kinetičke strane. Pošto su mišići glavni uzrok kretanja da bi nastao hod, onda se bez posmatranja mišića, odnosno njihove električne aktivnosti (EMG) ne može dovoljno sagledati i izanalizirati hod. Stoga, treća bitna oblast za analizu hoda bavi se samo analizom EMG signala tokom hoda i naziva se elektromiografska kineziologija (KEMG).

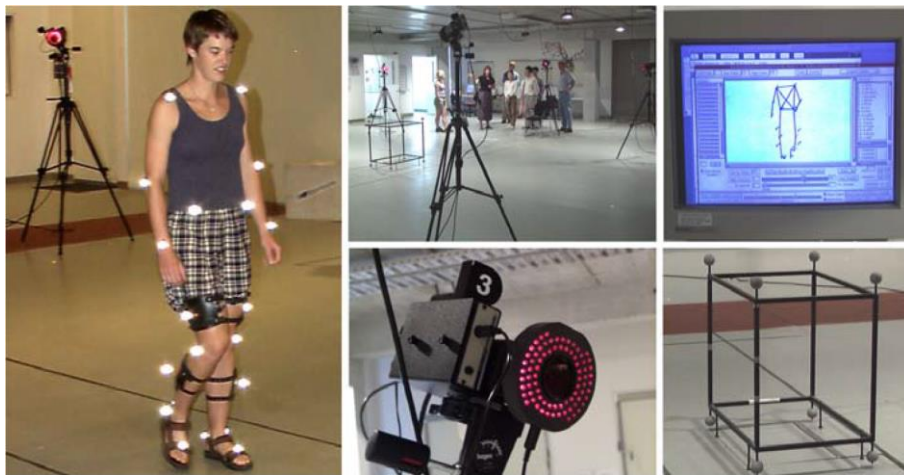
2.1. Kinematika hoda

Kinematika je termin koji se koristi za opisivanje kretanja nezavisno od internih i eksternih sila koje prouzrokuju pokrete. Kod kinematike hoda najvažniji parametri za merenje su uglovi u zglobovima i merenje translacije delova tela. Broj kinematičkih veličina potrebnih za opisivanje samo jednog koraka je veoma veliki. Na prime, ako bi se želelo da potpuno opiše kretanje butine u ravni progresije tokom jednog koraka, bilo bi neophodno imati šest linearnih veličina za opisivanje kretanja centra mase butine (pozicija, brzina i ubrzanje u horizontalnoj i vertikalnoj ravni) i tri dimenzije za opisivanje ugla (ugaona brzina i ugaono ubrzanje). Ako još ovo proširimo na celo telo koje se u nekim opisivanjima izdela na 15 segmenata (po dva stopala, potkolenice, butine, nadlaktice, podlaktice, šake i plus glava, torzo i karlica), dobijemo 135 veličina, odnosno kriva koje opisuju kretanje celog tela tokom koraka. Kompleksni hardveri i softveri su neophodni da bi savladali ovakav zadatak, i naravno neophodno je zanemariti veliki broj veličina koje nam nisu od interesa.



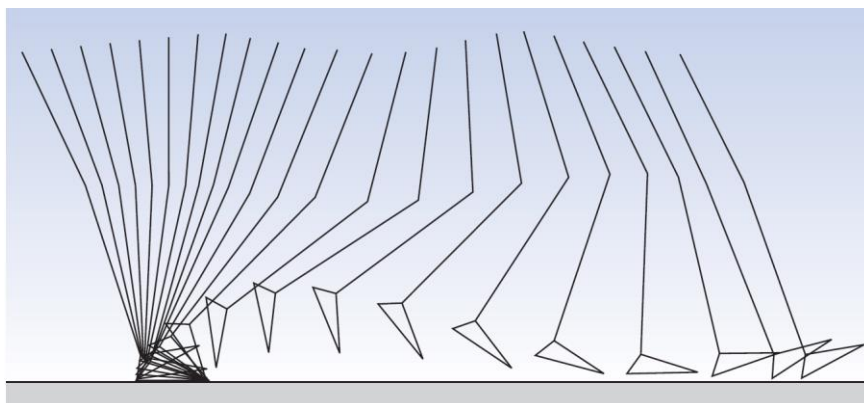
Slika 2.3: Sistem za snimanje hoda pomoću goniometara i akcelometara. Dati sistem treba da na osnovu signala iz akcelometara izračuna uglove u zglobovima [6].

Hod nije moguće pouzdano i precizno opisati koristeći samo jedan merni sistem. Goniometri koji se koriste za merenje uglova u zglobovima [5] daju samo relativne veličine, i sa njima se ne mogu dobiti apsolutne veličine. Slično tako, sami akcelerometri su korisni samo za relativno ubrzanje, i problem je što se njihova lokacija i orijentacija stalno menja tokom različitih faza koraka. Na slici 2.3 je dat primer snimanja hoda gde se istovremeno meri sa goniometrima i akcelerometrima. Pomoću akcelerometara je moguće dobiti uglove u zglobovima, ali takvi sistemi su veoma retki [6], [7], ali i to se jedino uspešno postiže kombinovanjem još nekih mernih sistema kao što su žiroskopi. Jedino pomoću vizuelnih sistema, tj. sa kamerama i reflektujućim markerima može se postići potpuni opis kinematike hoda [8]. Takav jedan sistem, koji je dat na slici 2.4, sastoji se iz brze kamere (minimum 300 slika u sekundi) koja detektuje pozicije markera, a potom se kompjuterskom obradom dobija 3D model tela.



Slika 2.5: Laboratorija za analizu hoda Univerziteta u Aucklandu. Levo na slici je dat prikazan ispitanik sa zakačenim markerima. U sredini gore je prikazan prostor u kome se ispitanik kreće tokom snimanja, a dole brza kamera za snimanje. Desno gore se nalazi kreirana 3D animacija ispitanika, a dole jedinica za kalibrisanje kamere [8].

Tokom hoda osoba pravi pokrete u sve tri ravni: sagitalnoj, frontalnoj i transverzalnoj. Međutim, pošto je često potrebno napraviti restrikciju na broj podataka koji se dobija iz kretanja, tako se iz analizi hoda najčešće izbacuju veličine u frontalnoj i transverzalnoj ravni, jer se većina bitnih pokreta nalazi u sagitalnoj ravni. Na slici 2.4 je dat jedan od načina



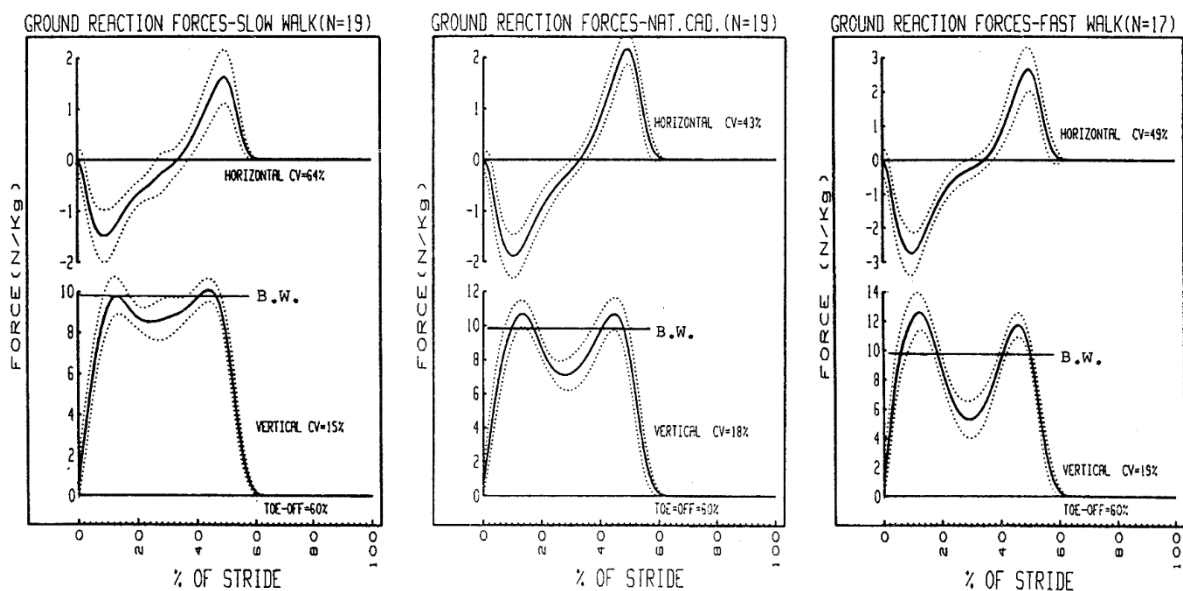
Slika 2.4: Pozicije desne noge u sagitalnoj ravni tokom jednog koraka. Vremenski interval između svake dve susedne noge je 40 ms [3].

prezentovanja pokreta tokom hoda [3]. Sukcesivnim prikazivanjem modela noge tokom hoda dobija se precizna predstava o poziciji svakog segmenta. Informacija o vremenu je ugrađena u grafik tako što je između svaka dva susedna crteža noge, vremenski interval isti.

2.2. Kinetika hoda

U kinetiku hoda spadaju sve one veličine koje prouzrokuju određeno kretanje kao na primer neko specifično hodanje ili trčanje. Zbog toga, veličine koje su od interesa za merenje i analizu su sila, moment, masa, ubrzanje, mehanička snaga i energija tela, ali bez uvida u detalje o poziciji i orijentaciji segmenata tela. Dakle, treba se fokusirati na Njutnove zakone i zakon o održanju energije, ali takođe pri posmatranju motornih aktivnosti treba imati u vidu i jedan bazični princip, a to je princip neodređenosti. U jednom najprostijem pokretu tokom hoda kao što je na primer pokret tokom faza zamaha, postoji veliki broj kombinacija agonist-antagonist aktivacija koje mogu rezultirati u isti moment sile u nekom zglobu i tako uvek dati isti oblik kretanja. Slično tome pokazano je da prilikom održavanje ravnoteže kod stajanja, postoji neograničen broj kombinacija momenata sila u kuku, kolenu i članku koji daju isti kinematički oblik tela [4].

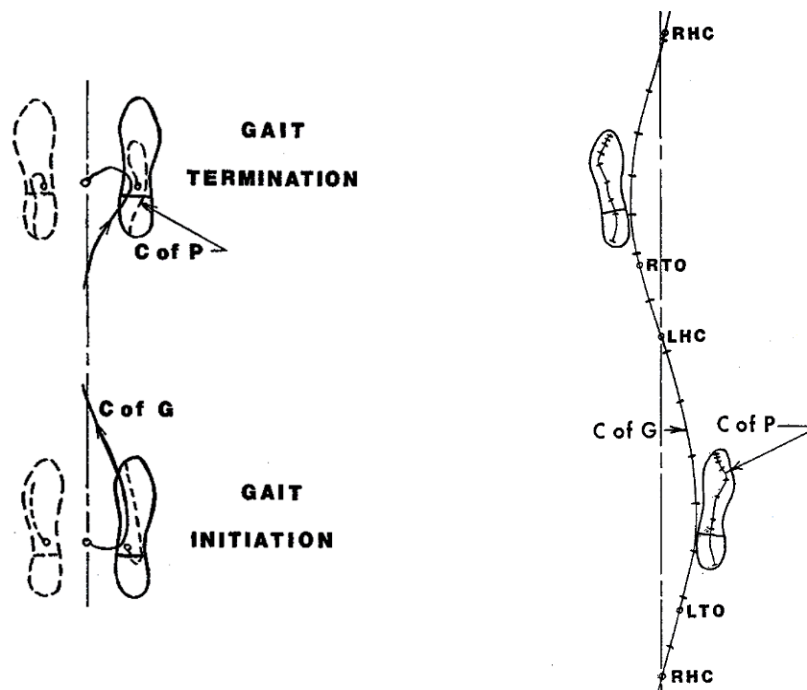
Glavni cilj naučno orijentisanih kliničara je da razumeju mehaničke sile koje prouzrokuju hod i u tom slučaju objektivno merenje sile reakcije podloge (GRF) je esencijalno. Sila koju osoba primenjuje na pod ili podlogu je identična sa silom reakcije podloge. Sila reakcije podloge se meri pomoću platforme i treba da daje i vertikalnu i horizontalnu silu koja deluje na stopalo. Tipičan primer profila sile tokom hoda, koju jedna noga stvara na podlozi ispod nje je data na slici 2.6. Sile kada se predstavljaju na graficima, obično se normalizuju na masu tela ispitanika (N/kg) kako bi se redukovala varijabilnost između ispitanika sa različitim



Slika 2.6: Tri različita profila sile reakcije podloge (gore za horizontalnu i dole za vertikalnu silu reakcije podloge) [4]. Date su srednje vrednosti sile za sporo hodanje (levo), hodanje prosečnom brzinom (u sredini) i brzo hodanje (desno). CV predstavlja koeficijent varijacije (pogledati poglavlje 5.3). Sila je normalizovana sa masom ispitanika (B. W. na graficima odgovara težini tela). Horizontalna osa predstavlja procenat izvršavanja jednog ciklusa hoda. Za horizontalu silu reakcije podloge, pozitivne vrednosti sile odgovaraju sili u smeru kretanja ispitanika.

težinama. Horizontalna sila tokom polovine faze oslonca ima negativnu vrednost, što ukazuje da telo usporava svoj centar mase u pravcu kretanja. Ovo usporavanje je izbalansirano jednakom ali silom suprotnog, tj. pozitivnog smera u drugoj polovini faze oslonca, kada telo ubrzava svoj centar mase. Vertikalna sila ima karakterističan oblik koji liči na dvostruku grbu. Prva predstavlja kraj faze prihvatanja mase, odnosno kada centar mase tela ubrzava na gore. Ponor u sredini nastaje usled ubrzanja centra mase tela na dole. Druga grba se javlja tokom odgurivanja, odnosno kada telo nadoknađuje izgubljenu visinsku razliku i tada započinje ubrzanje centra mase tela na gore. Sa slike 2.6 se takođe vidi da za različite brzine hoda, dobijaju se različite sile reakcije podloge. Konkretno za slučaj sa slike 2.6, maksimalne vrednosti sila koje se javlja za horizontalnu reakcije podloge su: 1,5 N/kg za sporo hodanje, 2 N/kg za prirodan hod i 2,5 N/kg za brzo hodanje. Interesantno je da za sve tri brzine hoda, srednja vrednost vertikalne sile tokom faze oslonca ima istu vrednost koja iznosi oko 9 N/kg, ali razlika se vidi u odnosima između vrednosti sile maksimuma i vrednosti u lokalnom minimumu. Za sporo hodanje odnos maksimum/minimum je 9,9/8,5 N/kg, za prirodan hod 10,7/7 N/kg i za brzo hodanje 12,5/5,5 N/kg.

Zadatak balansa je da održava naš centar gravitacije unutar baze oslonca. Međutim kada započinjemo hodanje ili dok hodamo, zadatak održavanja balansa se u određenoj meri menja. Da bi osoba započela hodanje, u cilju ubrzavanja ka napred, ono mora da izbaciti sebe iz balansa i pomeri svoj centar gravitacije ispred baze oslonca. Obrnuto se dešava kada treba da se zaustavi: pomera svoj centar gravitacije iza baze oslonca i omogućava usporavanje svog tela. Kada se jednom inicijalizuje hodanje, nakon toga centar gravitacije tela se stalno pomera

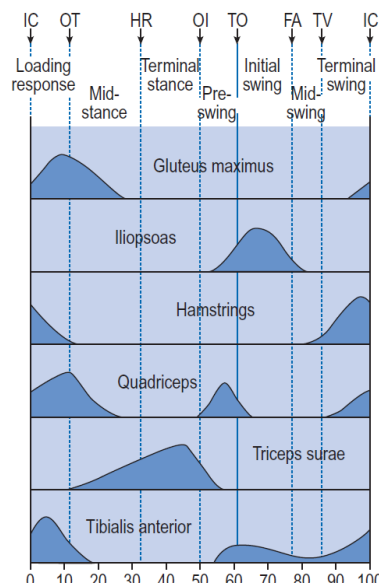


Slika 2.7: Centar gravitacije tela (C of G) i centar pritiska stopala (C of P) [4]. Na levoj slici je dat samo primer započinjanja i završetka koraka. Desna slika pokazuje centar gravitacije tela i centar pritiska na stopalima tokom jednog ciklusa hoda, gde su obeleženi sledeći događaji hoda: inicijalni kontakt desne noge (RHC), odvajanja stopala leve noge (LTO), inicijalni kontakt leve noge (LHC), odvajanje stopala desne noge (RTO) i ponovni inicijalni kontakt desne noge (RHC).

napred i naravno prave iskoraci u cilju da telo ne padne, što nas čini da hodamo. Sa slike 2.7, vidi se da tokom hoda centar mase tela stalno osciluje oko sagitalne ravni.

2.3. Elektromiografska kineziologija (KEMG)

Tokom hoda mišići proizvode silu koja stvara pokrete i smatraju se glavnim uzročnikom hoda. Pošto je elektromiografija najbolje sredstvo za prikaz neurološke kontrole skeletnih mišića, onda ona može na najbolji način prikazati mišićnu aktivnost. Slika 2.8 na grub način predstavlja aktivnost šest mišića koji daju najveći doprinos u održavanju hoda. Sila koju mišići stvaraju nikad ne može biti srazmerna sa amplitudom EMG signala, jer postoji puno faktora koji utiču na promenu amplitude EMG signala kao što je tip mišićnog vlakna, brzina kontrakcije i izduženost mišićnog vlakna [9]. Stoga je pravilnije amplitudu EMG signala poistovetiti sa naporom koji mišići ulažu da bi proizveli silu. Na slici 2.8 je prikazan tipičan primer mišićne aktivnosti. Ono što je interesantno to je da se do istog hoda može doći na veliki broj načina što se posebno odnosi na aktivnost mišića. Odnosno, amplitude prikazane na slici mogu u znatnoj meri varirati za dva različita ispitanika koji imaju isti hod. Zapravo, čak i kod iste osobe EMG signali mogu se u velikoj meri razlikovati za dva ciklusa hoda, što na primer može biti uzrokovano zamorom mišića. Takođe, poznato je da ako neki mišić, iz nekog razloga, ne može da obavlja svoju funkciju, njegovu ulogu može da preuzme drugi mišić ili grupa mišića kako bi nadoknadili njegov zadatak.



Slika 2.8: Tipična EMG aktivnost 6 mišića tokom jednog ciklusa hoda [3]. Amplituda EMG signala za svaki mišić je normalizovana na svoju maksimalnu vrednost koja je izmerena u tom ciklusu hoda.

3. POSTOJEĆI SISTEMI I TEHNIKE ZA MERENJE SILE REAKCIJE PODLOGE

Postoji nekoliko različitih sistema za merenje sile reakcije podloge. Generalno mogu biti podeljeni u dve grupe: platformni sistem i sistemi sa ugrađenim sensorima u cipeli.

Platformni sistemi rade tako što ispitanik nagazi nogom na platformu i tada se mere veličine koje u osnovi dele platforme sisteme u dve grupe. Prva grupa platformi može da meri sve tri ortogonalne sile, a neki dodatno mogu meriti i momente oko ose sila, tako da ukupno postoji 6 izlaznih veličina [10]. Druga grupa sistema ima ugrađenu matricu senzora u platformi [11], [12]. Matrica meri prostornu raspodelu vertikalnih sila koja se stvara na podlozi ispod stopala, rezolucijom koja može da bude jedan kvadratni centimetar, a i manja. Uobičajeno se



Slika 3.1: Različiti sistemi platformi za merenje sile reakcije podloge. Levo je data platforma koja može da meri tri ortogonalne sile i tri momenta sila [10]. Platforme sa slika u sredini [11] i desno [12] omogućavaju dobijanje prostorne raspodele sila.

ove platforme ugrađuju u pod kako bi se njihova visina neutralisala i gornja strana platforme postala ravna sa patosom. Prednosti ovakvih sistema su što su jednostavne za korišćenje, naročito one koje imaju malu debljinu pa se ne moraju ni ugrađivati u pod. Mana ovakvih sistema je što su uglavnom ograničene na korišćenje u jednoj prostoriji zbog velikih masa i gabarita koje kod nekih sistema iznosi po nekoliko desetina kilograma. Kod platformi bez matrice senzora, da bi se ispravno izmerile sile mora se stati celim stopalom na platformu. Takođe, dok je stopalo na takvoj platformi, ne sme se ni sa čim dodatno osloniti na platformu (kao što je druga noga ili štap s kojim se potpomaže pri hodanju). Platforme sa matricom

nemaju taj problem jer su dimenzije senzora sila dovoljno male da razlikuje pritiske svakog pojedinačnog predmeta na njoj. Često je problem ovih platformi i navikavanje ispitanika na nju, posebno na one manjih dimenzija koju ispitanik treba, da tokom hoda, nacilja i nagazi celim stopalom na nju.

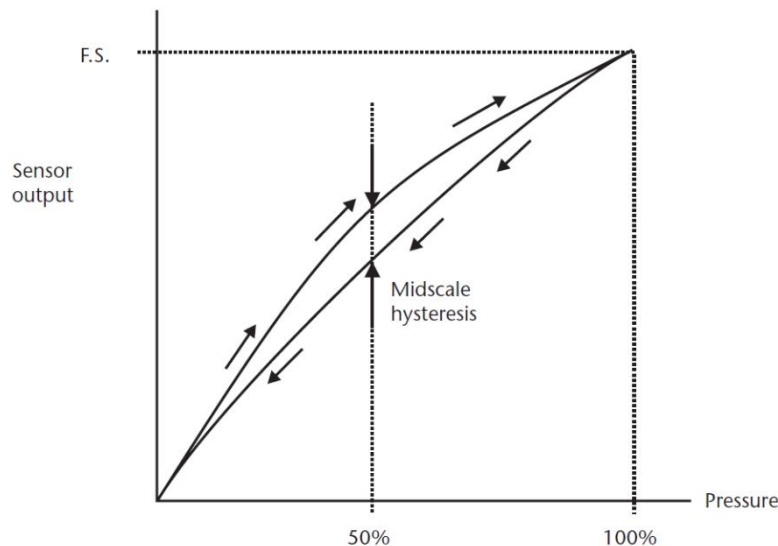
Cipele sa ugrađenim sensorima pritiska imaju jednu znatno bitnu prednost u odnosu na platforme, a to je da mere pritisak pri svakom koraku. Prenosni su, odnosno ceo senzorski i elektronski deo jednog sistema je dovoljno malih dimenzija da se pričvrsti za ispitanika, a da se pri tome ne utiče na njegov hod dok se snimaju signali. Većina ovih sistema imaju senzore sile ugrađene u uložak, koji kasnije može da se ubacuje u bilo koju cipelu sa odgovarajućom dimenzijom. Retki su oni sistemi koji senzore ugrađuju u đon ili postavljaju ispod đona, što ih čini vezanim za tu cipelu. Da bi ovakav jedan sistem bio uspešno realizovan, potrebno je razmotriti sledeće stvari:

- a) Mobilnost sistema: sistem treba da bude malih dimenzija i preporuka je da mu masa ne prelazi 300 g, kao što je masa sistema u radu [13], koja mu i dalje obezbeđuje prirodan hod bez značajnog uticaja.
- b) Povezanost sa računarom: omogućiti sistem sa bežičnom komunikacijom sa računarom je veoma korisno, jer se time eliminišu žice koje mogu dosta smetati ispitaniku dok hoda.
- c) Veličina, broj i raspored senzora: Senzor mora da bude male debljine i fleksibilan kako bi mogao da se nosi u obući. Naročito oni koji se ugrađuju u uložak ne treba da imaju veliku debljinu i krutost jer to utiče na neudobnost ispitanika. Broj senzora može da varira od oko 5 komada [6], [14], pa sve do više stotina senzora kao što je F-Scan® uložak sa 954 senzora [15]. Možda još bitnija stvar je raspored senzora, koji treba da bude takav da pruži dovoljno informacija kada se analizira hod.
- d) Niska cena: Sistem bi trebao da bude prihvatljiv za generalnu upotrebu i da elektronske komponente sistema budu iz masovne proizvodnje koja je dosta jeftina.
- e) Male energetske potrošnje: Kako sistem treba da bude bežičan, što uslovljava korišćenje baterije za napajanje, potrebno je da se obezbedi što manja potrošnja energije od strane senzora i prateće elektronike.

3.1. Bitne karakteristike sistema za merenje GRF

Senzori koji se ugrađuju u sistem za merenje sile reakcije podloge u velikoj meri određuju konačan kvalitet sistema. Stoga, da bi sistem bio kvaliteta i zadovoljavajućih karakteristika, bitno je odrediti na koji način i u kojoj meri utiču određene karakteristike senzora na merenje sile reakcije podloge. Karakteristike koje su najvažnije su: histerezis, linearnost, temperaturna osetljivost, merni opseg pritiska, raspored senzora, frekvencija odabiranja, puzanje i ponovljivost.

Histerezis je zapravo mera ponovljivosti signala na izlazu senzora pri opterećivanju u njegovom radnom opsegu. Drugim rečima, zavisnost izlaznog signala senzora od pritiska koji



Slika 3.2: Primer signala sa izlaza senzora koji ima izražen histerezisom [16]. Histerezis se računa kao razlika izlaznog signala na 50% opterećenja, pri čemu se do jedne vrednosti dolazi opterećivanjem senzora polazeći od minimalnog pritiska, a do druge vrednosti se dolazi rasterećivanjem od maksimalne vrednosti pritiska koju senzor može da meri.

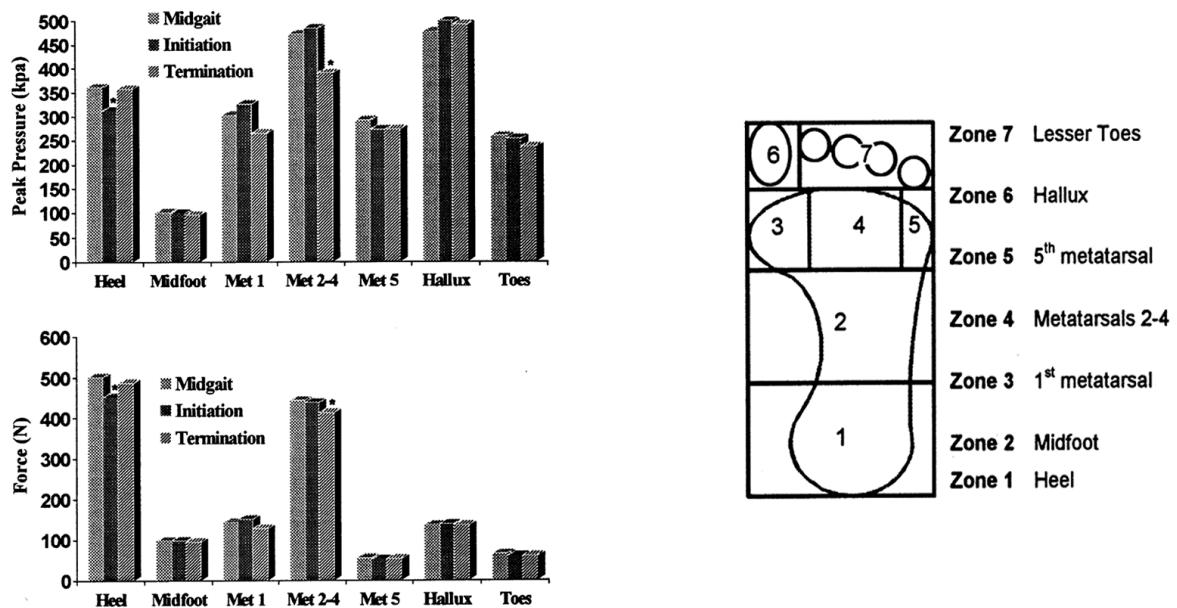
se primenjuje na njega, imaće različitu karakteristiku kada se senzor opterećuje od nulte vrednosti do maksimalne dozvoljene, nego u suprotnom smeru kada se senzor rasterećuje. Na slici 3.2 je skiciran odziv senzora sa izraženim histerezisom. Kao parametar histerezisa uzima se razlika izlaznog signala na 50% opterećenja, kada se do tih vrednosti dolazi opterećivanjem senzora od nulte vrednosti pritiska i rasterećivanjem od maksimalne vrednosti koju senzor može da meri [16]. Pri odabiru senzora za uložak, uvek je jako bitno razmotriti ovaj parametar i izabrati senzor sa što manje mogućim histerezisom, jer to direktno utiče na kvalitet sistema za merenje GRF-a.

Linearnost senzora se ogleda u tome koliko će izlazni signal senzora što više ličiti na linearnu pravu. Linearnost određuje koliko će biti jednostavno ili kompilovano obrađivati izlazni signal iz senzora. Postoji više definicija za parametar linearnosti (ili nelinearnosit). Jedna od njih se meri tako što se karakteristika odziva senzora fituje linearnom pravom, a potom izmeri maksimalno odstupanje izlaza senzora od te prave.

Temperaturna osetljivost senzora nastaje zbog toga što materijali koji se koriste za izgradnju senzora imaju različite mehaničke i električne karakteristike na različitim temperaturama. Odnosno, dok se senzor nalazi pri konstantnom opterećenju, izlaz senzora se menja u zavisnosti od promene temperature. Pošto senzori koji se ugrađuju u uložak imaju temperaturu koja je približna temperaturi stopala, onda se preporučuje da senzor ima relativno malu temperaturnu osetljivost u opsegu temperatura od 20° C do 37° C.

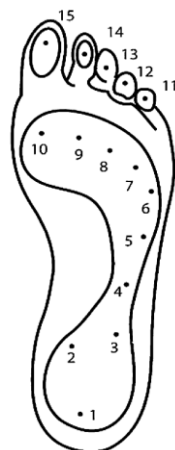
Merni opseg pritiska je jako bitna karakteristika za senzor. Minimalan pritisak senzora je donja granica pritiska koji senzor može da detektuje, a maksimalan pritisak senzora je gornja granica pritiska koju senzor može da detektuje. Za senzor se definiše i još jedna važna karakteristika, a to je pritisak preopterećenja (eng. *burst* ili *overload*), koji predstavlja maksimalan pritisak koji senzor može da podnese a da ne dođe do pucanja, tj. kvara senzora. Maksimalan pritisak koji se beleži pod određenim zonama stopala je ispitan u radu [17] i

rezultati su dati na slici 3.3. Iz tog istraživanja se vidi da je maksimalan pritisak ispod palca i iznosi oko 0,5 MPa, dok je u toj oblasti sila oko 80N. Ipak, najveća sila se stvara u zoni pete, pošto je višestruko veća od oblasti ispod palca, i iznosi oko 500 N. Ove veličine mogu da variraju u zavisnosti od mase ispitanika i brzine hoda. Preporučeno je da maksimalan pritisak senzora bude 1 MPa [18]. U nekim ekstremnim sportskim situacijama zabeleženi su pritisci do 3 MPa, te stoga, za dobijanje jednog pouzdanog i izdržljivog sistema, neophodno je imati senzore pritiska čiji pritisak preopterećenja ne bi trebao biti ispod 3 MPa.



Slika 3.3: Maksimalni pritisci i sile koje su zabeležene tokom prirodnog hoda [17]. Na slici desno su obeležene oblasti stopala za koje su računane sile. Merenje je vršeno za tri različita protokola: (midgait) kada ispitanik staje na podlogu nakon 4 metra od starta; (initiation) kada ispitanik drugim korakom od starta staje na platformu za merenje; (termination) kada ispitanik preposlednjim korakom pred zaustavljanje staje na platformu. Vidi se da za te slučajeve postoje razlike u pritislima.

Raspored i broj senzora koji se ugrađuju u cipelu u velikoj meri varira kod sistema koji se mogu videti u brojnim radovima. Mogu se naći sistemi sa dva senzora [19], pa do na primer osam senzora [20], i ovo se odnosi na sisteme koji imaju odvojene senzore. Matrični

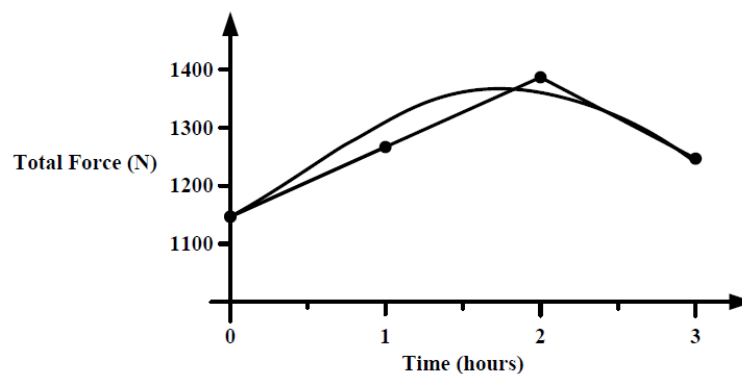


Slika 3.4: Preporučene zone za postavljanje senzora sile [21]. Stopalo je podeljeno na zonu pete (1-3), zonu srednjeg stopala (4-5), metatarzalna zona (6-10) i zona prstiju (11-15).

senzori mogu imati i više stotina, pa i do skoro 1000 senzora koji mere silu sa prostorno rezolucijom oko 2 mm. U radu [21] je pomenuto da je 15 mesta dovoljno za zadovoljavajuću analizu hoda (slika 3.5). Tih 15 senzora je postavljeno na mestima koja se u većini slučajeva smatraju da nose najveći deo mase tela, i da su najodgovornija za održavanje balansa.

Frekvencija odabiranja signala bila bi poželjna da bude 200 Hz. Postoje i sistemi za analizu hoda koji koriste i frekvencije od 100 Hz [21], [20], [22], ali za pojedine aktivnosti kao što je trčanje poželjno je da to bude 200 Hz [18].

Puzanje je pojava kada se dugotrajno opterećeni materijali, koji su pod uticajem neke konstantne sile, počnu postupno rastezati. Ova pojava jako zavisi od temperature, odnosno za svaki materijal kada mu se temperatura povećava ovaj efekat je sve izraženiji. Kod senzora ovo se može posmatrati kao zavisnost izlaza senzora od vremena pri konstantnom mehaničkom opterećenju. Na slici 3.6 se vidi da pri opterećenju senzora, izlazni signal nije ponovljiv za iste vrednosti sila [23]. Puzanje senzora je jedan od ključnih karakteristika senzora s obzirom da on u najvećoj meri određuje kakva će biti ponovljivost merenja. Dobra ponovljivost merenja može se smatrati kao glavni uslov koji treba da ima jedan sistem koji meri silu reakcije podloge, te je stoga puzanje senzora jako važno uzeti u obzir pri realizaciji sistema.



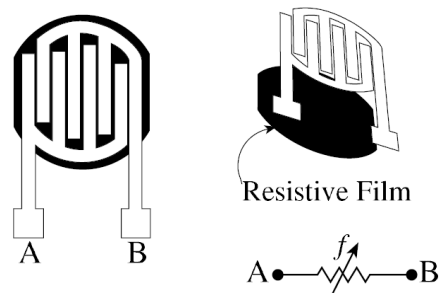
Slika 3.5: Efekat puzanja za senzor pritiska [23]. Linearna prava predstavlja primenjenu silu na senzor, a kriva pokazuje izlaz iz senzora. Uočljivo je da usled efekta puzanja, izlaz senzora započeo da opada pre nego što je sila na senzoru prestala da raste.

3.2. Vrste senzora koji se ugrađuju u uložak

Danas se na tržištu mogu naći ulošci za merenje sile reakcije podloge koji koriste raznovrsne senzore. Senzori na svom izlazu mogu davati napon ili struju koja je proporcionalan sa primenjenim pritiskom na senzor. Najuočajaniji senzori pritiska koji se ugrađuju su resistivni senzori, kapacitivni senzori, piezoelektrični senzori i piezoresistivni senzori.

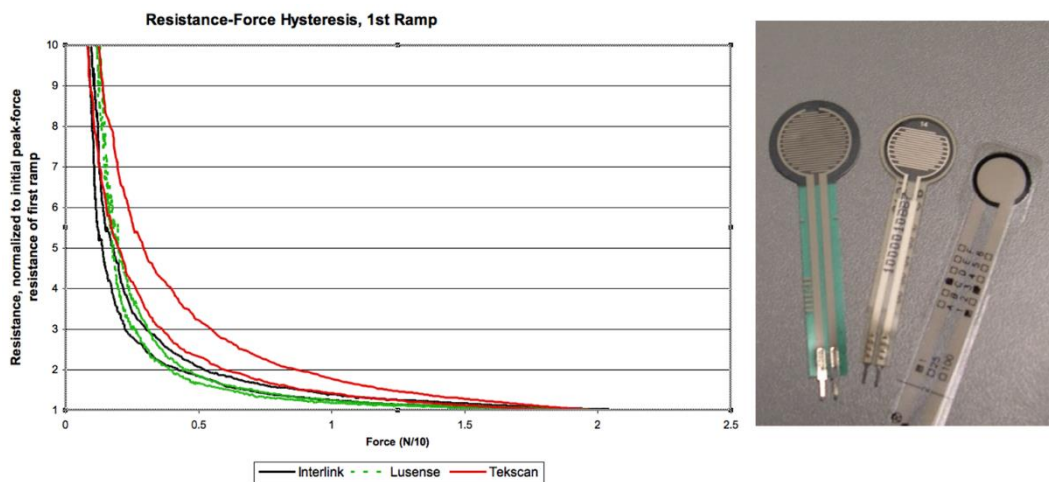
3.2.1. Resistivni senzori

Resistivni senzori sile (eng. *Force Sensitive Resistors*, FSR) koriste osobinu promene električne otpornosti u zavisnosti od primenjene sile na njih. Ovi senzori sastoje se od dva glavna dela (slika 3.8.). Jedan deo se sastoji od dva prstolika provodna kontakta koja su



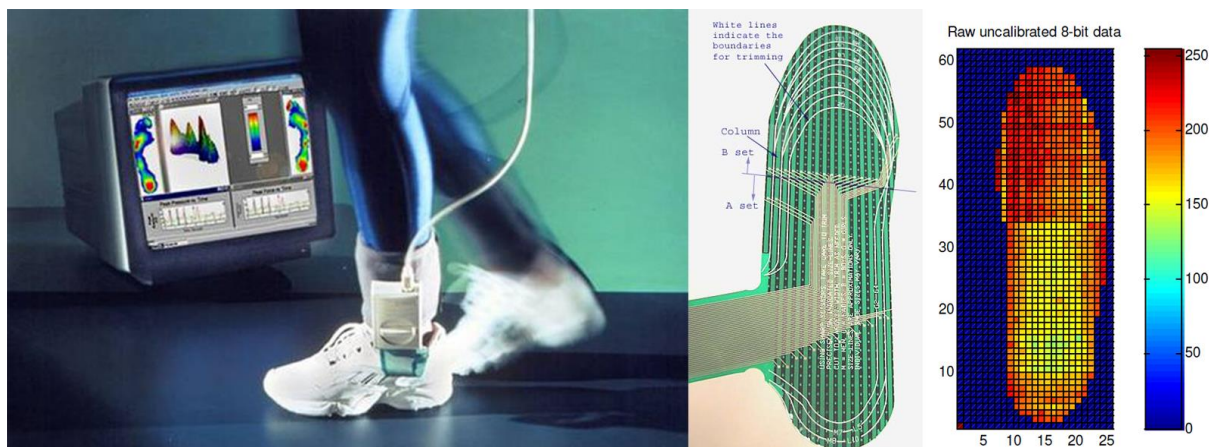
Slika 3.6: Skica resistivnog senzora (FSR). Bele putanje označavaju provodni materijal, a crna površina predstavlja provodni polimer. Primenom normalne sile na površinu senzora, smanjuje se otpornost između krajeva A i B.

međusobno električno razdvojena i nanese na film. Drugi deo sadrži tanak polimer nanesen na drugi film. Kada se jedan film preklopi preko drugog i pritisne, polimer obezbeđuje električnu provodnost između provodnih kontakata. Pri malim pritiscima ovi senzori pokazuju beskonačnu otpornost. Povećavanjem pritiska na FSR, otpornost se u jednom trenutku naglo smanjuje i daljim povećavanjem pritiska ta se otpornost sve manje i manje smanjuje sve dok ne uđe u zasićenje i prestane da opada. Na slici 3.2 je data prenosna karakteristika za tri FSR senzora (Interlink FSR [24], the LuSense PS3 [25] i Tekscan FlexiForce A201 [15]) koja je izmerena u radu [26]. Sa tog grafika se vidi da je histerezis za FSR senzore veoma izrazit i ovo predstavlja najveći problem sa kojima se susreću uložci koji koriste FSR senzore.



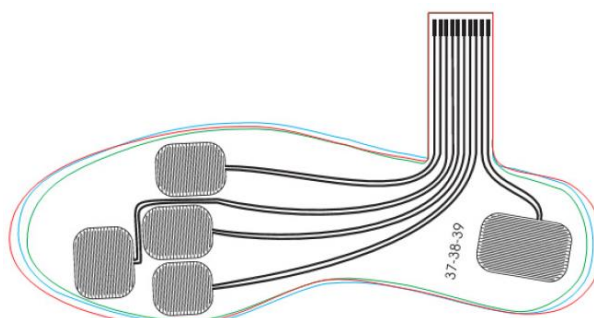
Slika 3.7: Test histerezisa za tri FSR senzora različitih proizvođača [26]. Otpornost, kao izlazni parametar FSR senzora, je normalizovana na inicijalni pik koji se pojavi na početku opterećenja. Pošto je prenosna karakteristika senzora nelinearna, grafik pokazuje da je uticaj histerezisa višestruko izraženiji na manjim pritiscima nego na većim.

FSR senzori su verovatno najzastupljeniji senzori koji se koriste pri dizajniranju uložaka za merenje GRF [13], [20], [6]. F-Scan® [15] je komercijalni uložak za merenje GRF koji ima matricu od 960 FSR senzora, što omogućava merenje sile sa prostornom rezolucijom od 5 mm. Ovaj sistem može da prikaže raspodelu sile u vidu topografske mape, što može da pruži bolji uvid i bolju analizu GRF. Nedostatak ovakvog sistema je što ima prilično kompleksnu elektroniku za akviziciju signala sa senzora, a naravno i problem nelinearnosti i histerezisa je takođe prisutan [27].



Slika 3.8: F-Scan® sistem za merenje GRF-a [15]. Na levoj slici se vidi kutija za multipleksiranje i digitalizaciju signala sa senzora, koja je učvršćena iznad članka, dok se uložak nalazi u patici. Na slici u sredini je dat izgled uložka, a skroz desno se nalazi topografska mapa test signala sa uložka.

Još jedan sistem koji koristi FSR senzore je Peki sistem [28]. Peki uložak ima 5 senzora postavljena tako da se jedan senzor nalazi ispod pete, tri ispod metatarzalne oblasti i jedan ispod palca (slika 3.8). Uložak se pokazao sa nekoliko mana, kao što je izraziti histerezis, a najizraženiji je problem velike krstosti uložka, odnosno posle nekoliko sati korišćenja i savijanja u cipeli dolazi do pucanja štampanih veza na uložku.

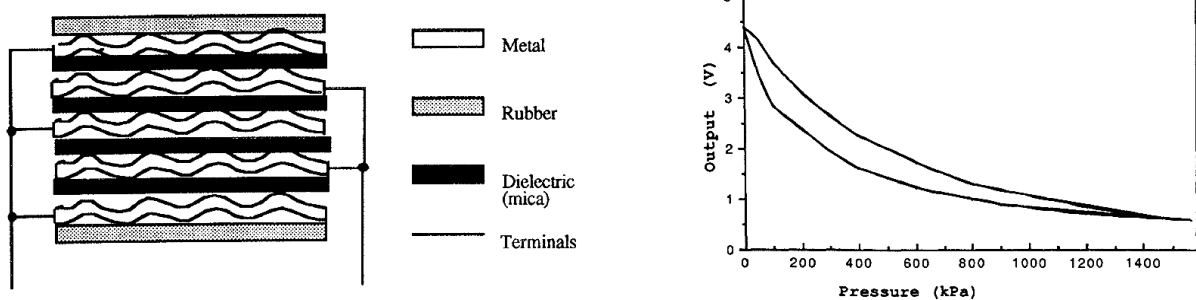


Slika 3.9: Peki sistem za merenje GRF sa 5 FSR senzora.

3.2.2. Kapacitivni senzori

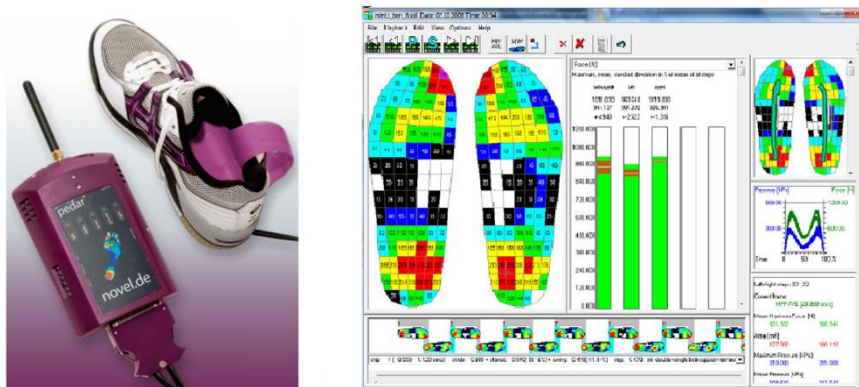
Kapacitivni senzori se sastoje iz dve ili više planparalelnih provodnih ploča, međusobno odvojene dielektrikom. Na slici 3.11 je prikazana skica poprečnog preseka kapacitivnog senzora Hercules (model F4-4R, 690 kPa, *Allegheny Ballistic Laboratory, Rocket Center, West Virginia*) koji se primenjivao za merenje GRF između stopala i cipele [29]. Konkretno, ovaj senzor je imao 5 provodnih ploča valovitog profila, između kojih se nalazio dielektrik, a sa gornje i donje strane je postavljena guma kako bi se električno izolovao i zaštitio od oštećenja. Kada se primeni sila na površinu senzora, dolazi do relativnog pomeranja provodnih ploča, što direktno dovodi do promene njegove kapacitivnosti. Da bi se izmerila promena kapacitivnosti, obično se senzor veže u kolo sa oscilatorom, tako da se frekvencija oscilatora srazmerno menja sa promenom kapacitivnosti senzora. Potom se dodatnom elektronikom, promena frekvencije konvertuje u promenu napona, i na taj način omogućava da se na izlazu dobije napon koji je srazmeran sili primenjenoj na senzor. Slično kao i kod FSR-

ova, ovi senzori imaju izraženi histerezis koji može da ugrozi kvalitet sistem za merenje GRF-a.



Slika 3.10: Kapacitivni senzor za merenje pritiska (Hercules, model F4-4R) [29]. Levo na slici je prikazan poprečni presek senzora, prečnika 17 mm i visine 2,5 mm. Valoviti profil metalnih ploča omogućava senzoru da menja relativno rastojanje između ploča kada se pritiska. Na grafikonu se vidi nelinearnost i izraziti histerezis datog senzora.

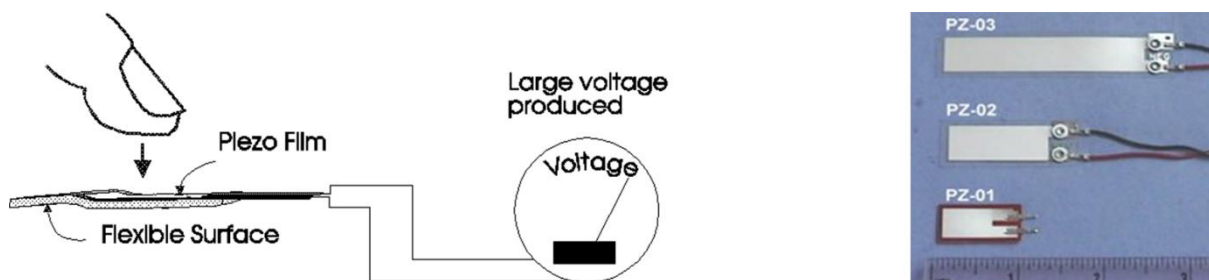
Komercijalni sistem za merenje raspodele GRF-a koji koristi kapacitivne senzora je Pedar® sistem [11]. Ovaj sistem ima 256 senzora u jednom uložku i omogućava bežičnu komunikaciju sa računarom.



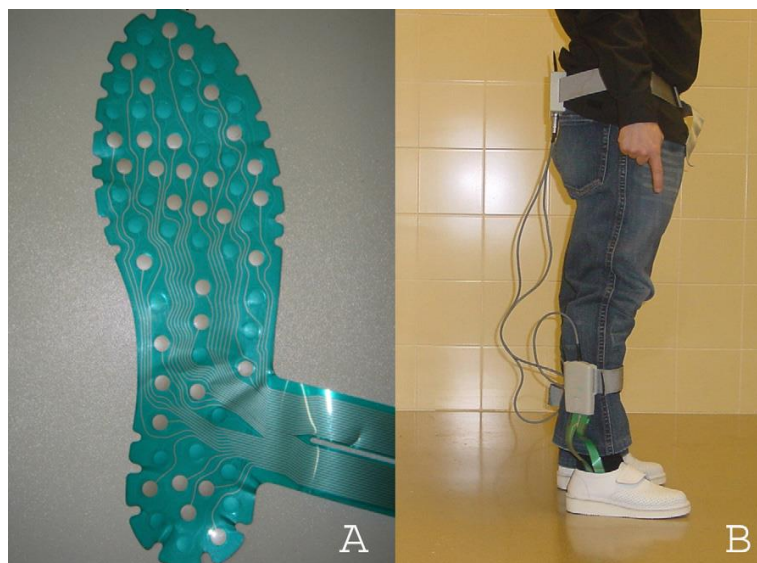
Slika 3.11: Pedar® sistem za merenje raspodele GRF-a. Uložak ima matricu od 256 kapacitivnih senzora

3.2.3. Piezoelektrični senzori

Piezoelektrični senzori proizvode električno polje, tj. napon na njegovim krajevima kada se primeni pritisak na njih. Najbolji materijal za proizvodnju piezoelektričnih senzora pritiska za uloške je poliviniliden fluorid. Pogodan je iz razloga što je u obliku filma, tj. tanak je i ima veliku elastičnost. Na slici 3.12 je data skica i fotografija piezoelektričnog film pretvarača pritiska proizvođača Images SI Inc. [30]. Mana ovakvih senzora je što imaju veliku električnu otpornost, te je zbog toga veoma podložan električnim interferencijama i malom odnosu signal/šum. U radovima [31], [32] je analiziran hod gde je korišćen uložak sa piezoelektričnim film sensorima. Od komercijalnih uložaka, na tržištu se može naći BioFoot® sistem prikazan na slici 3.13 [33]. Uložak se sastoji od 64 piezoelektrična senzora raspoređena tako da im je najveća gustina na mestima gde se stvara najveći pritisak ispod stopala.



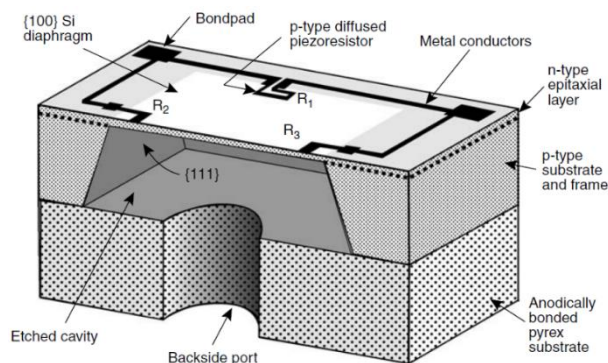
Slika 3.12: Piezoelektrični film pretvarači pritiska. Primenom pritiska na piezoelektrični film generiše se napon proporcionalan pritisku (leva slika). Na desnoj slici su dati komercijalni primeri film piezoelektričnog senzora tipa PZ-03, PZ-02 i PZ-01 firme Image



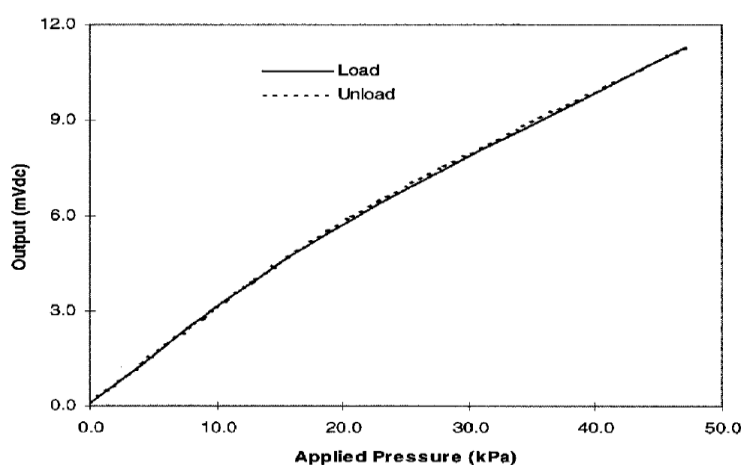
Slika 3.13: BioFoot® sistem za mrenje raspodele GRF-a [33]. Uložak ima 64 piezoelektrična senzora prečinka 5 mm i debljine 0,5 mm. Sam uložak ima 0,7 mm debljinu. Sistem omogućava semplovanje podataka sa 50 do 250 odbiraka u sekunci, i šalje signale kompjuteru bežičnim putem do 200 m razdaljine.

3.2.4. Piezoresistivni senzori

Bazičan element ovog senzora je poluprovodnički čip. Čip, tj. poluprovodnički monokristal se napravi tako da ima membranu, na čijim krajevima membrane se posebnim tehnikama formira četiri piezootpornika [34] (slika 3.14). Piezootpornici se vežu u konfiguraciji Vinstonovog mosta. Pritisak na membranu deformiše piezootpornike i menja njihovu otpornost i na taj način menja ravnotežu mosta. Zbog izrazito malih dimenzija i osjetljivosti na mehanička oštećenja, sam čip se ne može direktno izložiti pritisku, te se stoga čip mora na adekvatan način zaštititi i obezbediti prenošenje spoljašnjeg pritiska do njega. Vrš se enkapsulacija čipa u pilulu čije mehaničke osobine treba da budu prilagođene svrsi tog senzora. Prostor između čipa i pilule je popunjen nestišljivom tečnošću koja može biti specijalni gel ili ulje. Ovakav način pravljenja senzora spada u grupu mikro elektro mehaničkih sistema (eng. *Micro-Electro-Mechanical System*, MEMS), i nazivaju se MEMS sezori.

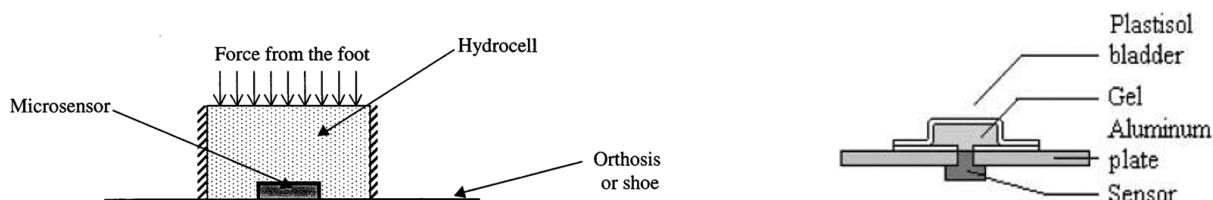


Slika 3.14: Skica čipa MEMS senzora. Dizajn čipa može varirati u zavisnosti od namene senzora. Različitim konstrukcijama čipa menjaju se njegove karakteristike: osetljivost, granice minimalnog i maksimalnog pritiska, frekvencijska karakteristika itd.



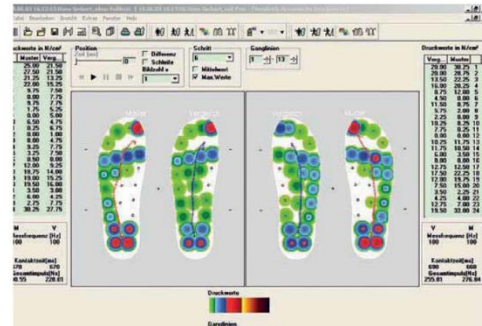
Slika 3.15: Prenosna karakteristika MEMS senzora. Na grafiku se vidi da senzor ima približno linearnu karakteristiku, i neznato izražen histerezis.

Od svih senzora, piezoresistivni imaju najbolju linearnost i najmanji histerezis (slika 3.16). Histerezis je toliko mali da se praktično može smatrati da ne postoji. Problem kod ovih senzora je njihova dimenzija. Zbog pilule u koju mora da se ugradi čip debljina ovog senzora postaje nekoliko milimetara i direktno određuje debljinu uložka u koji bi se ugrađivali ovi senzori. Zbog toga razvijaju se posebna kućišta za ove čipove koji bi služili za biomehničke potrebe merenja pritiska. Takva dva primera senzora prikazana su na slici 3.16. Levo na slici vidi se poprečni presek senzora koji ima elastičan mehur u kome je smešten čip. Komercijalni Parotec sistem [35], prikazan na slici 3.16, koristi ovu vrstu senzora. Ovaj sistem ima 24



Slika 3.16: Primeri inkapsulacije MEMS senzora koji su korišćeni u konstrukciji uložka za merenje GRF. Senzor na levoj slici se sastoji od poliuretanskog kućišta u koji je ubačen čip i čija visina nije prelazila 3 mm (precizna dimenzija nije poznata), a ostatak prostora ispunjen hidrogelom. Kućište jedno može biti deformisano silom koja deluje odozgo i odozdo. Na desnoj slici je dat senzor koji je napravljen za biomehničke potrebe i vidi se kao potencijalno rešenje za ugradnju u uložak za merenje GRF. Dimenzija plastičnog mehura (eng. *plastic bladder*) iznosi 9 x 9 x 1 mm.

senzora i pokazao je odlične rezultate određivanja centra pritiska stopala, pri čemu su se rezultati poredili sa rezultatima izmerenim platformom. Desno na slici 3.16 prikazan je prototip MEMS senzora za biomehaničke potrebe koji bi mogao da se koristi za ugradnju u uložak [36].



Slika 3.17: Parotec sistem za merenje raspodele GRF-a. Sistem se sastoji od 24 piezoresistivnih senzora.

4. REALIZOVANI SISTEM ZA MERENJE RASPODELE SILE REAKCIJE PODLOGE

4.1. Cilj rada

Cilj rada je da se realizuje i ispita novi sistem za merenje GRF. Novi sistem podrazumeva realizaciju novih ideja za postizanje efikasnijeg uložka koji bi otklonio nedostatke drugih sistema za merenje GRF.

Cilj rada nije da se napravi uložak koji bi imao matičnu strukturu sa više desetina ili više stotina senzora, što bi vuklo za sobom komplikovanu elektroniku. Cilj rada je da se napravi uložak sa nekoliko senzora koji bi omogućio da se opiše i razlikuje svaki karakterističan hod. Stoga, smišljena je ideja da sistem treba da ima promenljivu poziciju senzora i promenljivi broj senzora u uložku, tako da se uvek može prilagoditi vrsti snimanja i ispitaniku kod koga se meri raspodela GRF. Za tip senzora izabran je MEMS piezoresistivni pretvarač pritiska, koji se odlikuje najboljim karakteristikama od svih senzora pritiska. Iako realizacija sistema u sebe uključuje hardverski i softverski deo, fokus rada je na samom uložku i evaluaciji nove ideje za postavljanje senzora u uložak.

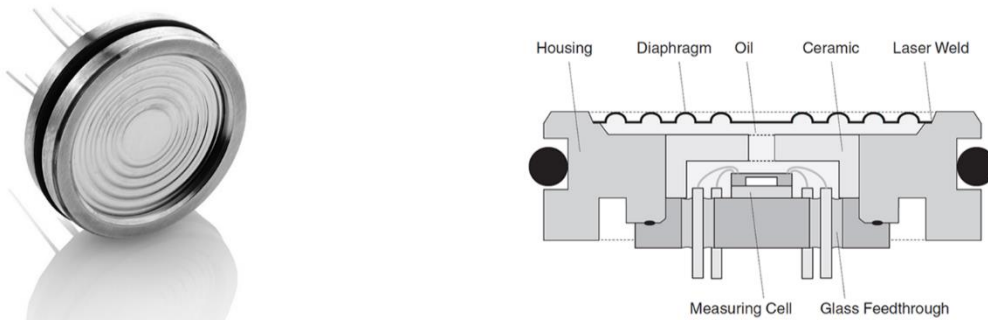
Konačan cilj rada je da pokaže da li realizovani sistem zadovoljava kriterijume koji se postavljaju pred jedan sistem koji treba kvalitetno da meri GRF. Takođe treba da odredi koja su neophodna dalja usavršavanja na sistemu. Usavršeni sistem treba da omogući kvalitetnije kliničko istraživanje hoda, kao i ocenu kvaliteta hoda kod osoba sa poremećenom motorikom donjih ekstremiteta.

4.2. Realizacija hardvera

4.2.1. Senzor

Realizacija ovog sistema započeta je sa MEMS piezoresistivnim senzorom pritiska, tipa PA-9 (Keller Ltd., Winterthur, Switzerland) [37]. Senzor sadrži čip koji ima pun most, a maksimalan pritisak koji senzor može da meri je 10 MPa (100 bara). Dimenzije senzora su 19 x 5,5 mm, a prečnik membrane je 15 mm. Za ovu dimenziju membrane i na osnovu

maksimalnog pritiska koji senzor može da meri, dobija se da je maksimalna sila koju senzor može da meri oko 1,77 kN, što je sasvim dovoljno za merenje GRF-a (videti poglavlje 3.1).



Slika 4.1: MEMS piezoresistivni senzor pritiska [37]. Na levoj slici je fotografija PA-9 senzora, a desno na slici se njegovog poprečni presek.

PA-9 senzor namenjen je za merenje pritiska gasa ili fluida. Membrana senzora preko koje se prenosi pritisak je od nerđajućeg čelika veoma tanka, tako da i malo grublji dodir prsta može da je trajno iskrivi, a u najgorem slučaju da je probije i pokvari senzor. Kako gasovi ili fluidi ravnomerno pritiskaju celu površinu membrane, što je uslov da membrana ostane bez oštećenja, bilo je neophodno postići ravnomerno pritiskanje membrane dok se bude gazilo stopalom preko senzoru. Prilagođavanje senzora je realizovano postavljanjem određenog dodatnog sloja preko membrane. Sloj je napravljen livenjem epoksidne smole direktno na membranu senzora, koji nakon što očvrstne može da se skine sa membrane (slika 4.2). Zbog efekta površinskog napona, nalivena smola dobije blago ispupčeni oblik na gornjoj površini, koji omogućava da se kasnije bolje prenese sila sa stopala na senzor.



Slika 4.2: MEMS piezoresistivni senzor pritiska ugrađen na štampanu pločicu. Membrana senzora je zaštićena od fizičkog oštećenja postavljanjem sloja epoksidne smole. Ispod senzora je montirana štampana pločica na kojoj se nalazi konektor za povezivanje senzora.

Senzor ima 5 pinova (tri za napajanje mosta i dva za merenje napona na mostu). Da bi se povezoao senzor na žičane provodnike, napravljena je štampana pločica na koju se postavi senzor i zaleme njegovi pinovi. Na istoj pločici zalemljen je i petopinski konektor preko koga se senzor povezuje dalje na pojačavač. Ukupna debljina ovako dobijenog senzora iznosi oko 8 mm.

4.2.2. Uložak

Uložak od poliuretanske pene debljine 8 mm izbušen je sa 26 rupa prečnika 18 mm. Izabrano je da 8 rupa što bliže odgovaraju pozicijama koja su preporučena u radu [21] (slika 3.4). Ta mesta se smatraju da podupiru većinski deo tereta koji se prenosi sa stopala na podlogu. Uložak je izbušen sa ostalih 18 rupa tako da budu uniformno raspoređeni između ovih 8 rupa. Za postavljanje senzora praktično može da se bira bilo koja izbušena rupa u ulošku. Ostale rupe u koje se ne ubacuje senzor se popunjavaju plastičnim čepovima. Ako je potrebno da se promeni pozicija nekog senzora, dovoljno je samo zameniti mesto senzora i plastičnog čepa.

Za popunjavanje ovog uložka, koristi se tri MEMS piezoresistivna senzora

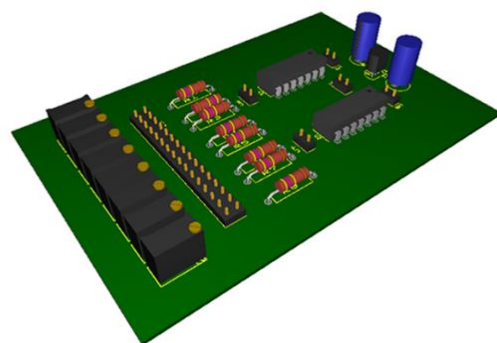
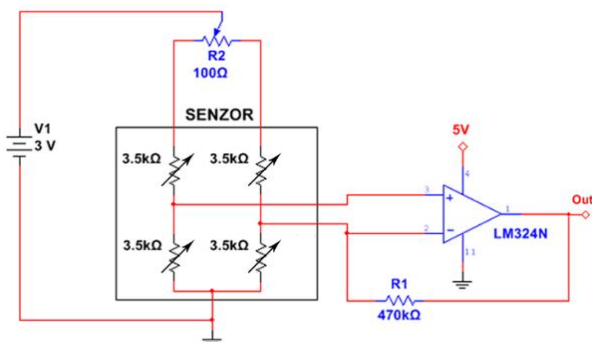


Slika 4.3: Uložak sa izbušenim rupama za postavljanje senzora i plastičnih čepova.

pripremljena kao što je to opisano u prethodnom poglavlju. Ostale 23 rupe se popunjavaju plastičnim čepovima. Svaki senzor povezan je sa pojačavačkom kutijom preko flet kabla. Flet kabl se od senzora polaže ispod uložka i dodatno učvrsti za uložak samolepljivom trakom. Sva tri flet kabla izlaze sa unutrašnje strane u predelu srednjeg stopala.

4.2.3. Pojačavačka kutija

Digitalizacija signala direktno sa senzora je veoma neprecizno zbog veoma niske promene napona koja se stvara na izlazu iz senzora. Zbog toga napravljen je osmokanalni pojačavač pomoću dva LM324N operaciona pojačavača. Šema napajanja jednog senzora i merenja signala sa njega prikazana je na slici 4.4. Svaki senzor napaja se preko stabilizatorom napona od 3 V što obezbeđuje fiksnu struju kroz senzor koja iznosi oko 0,850 mA. Pošto ni jedan senzor kada se fabrički napravi nije u ravnoteži, dodat je helikoidni trimer potenciometar



Slika 4.4: Šema pojačavača za jedan senzor (slika levo) i 3D animacija celog realizovanog pojačavača sa 8 kanala (slika desno).

vrednosti 100Ω , kako bi se most doveo u ravnotežu. Pojačanje ovako realizovanog pojačavača iznosi oko 134 puta ($470k\Omega/3,5k\Omega$). Izlaz pojačavača je u opsegu od 0,05 V do 3,8 V. Na pojačavač može da se poveže maksimalno 8 senzora. Pojačavač je smešten u plastičnu kutiju dimenzija 111x75x25 mm. Sa jedne strane kutije smešten je konektor od 40 pinova koji ide ka sensorima, a sa druge strane kutije nalazi se konektor od 10 pinova koji služi za povezivanje sa AD karticom (slika 4.5). Ceo pojačavački sistem napaja se naponom od 0 do 5 V, koji je obezbeđen sa AD kartice. AD kartica korišćena u ovom sistemu je NI USB-6008 (National Instruments Inc., Austin, USA).



Slika 4.5: Pojačavačka kutija (levo) i AD kartica (desno).

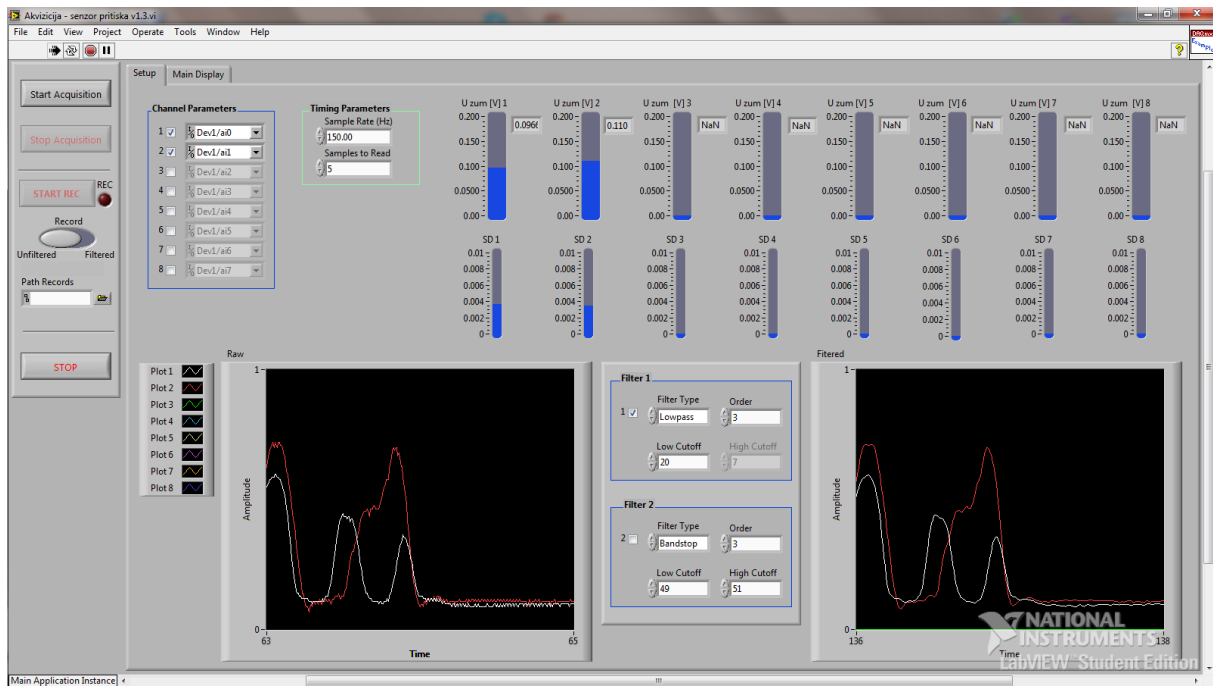
4.3. Realizovani softver za akviziciju signala

Za potrebe ovog sistema realizovana su dva softvera. Jedan softver realizovan je u LabView programskom okruženju (National Instruments Inc., Austin, USA) i služi za online akviziciju signala. Drugi softver realizovan je u MATLAB programskom okruženju (Mathworks Inc., Natick, USA) i pomoću njega se naknadno obrađuju i analiziraju snimljeni signali.

4.3.1. Online program

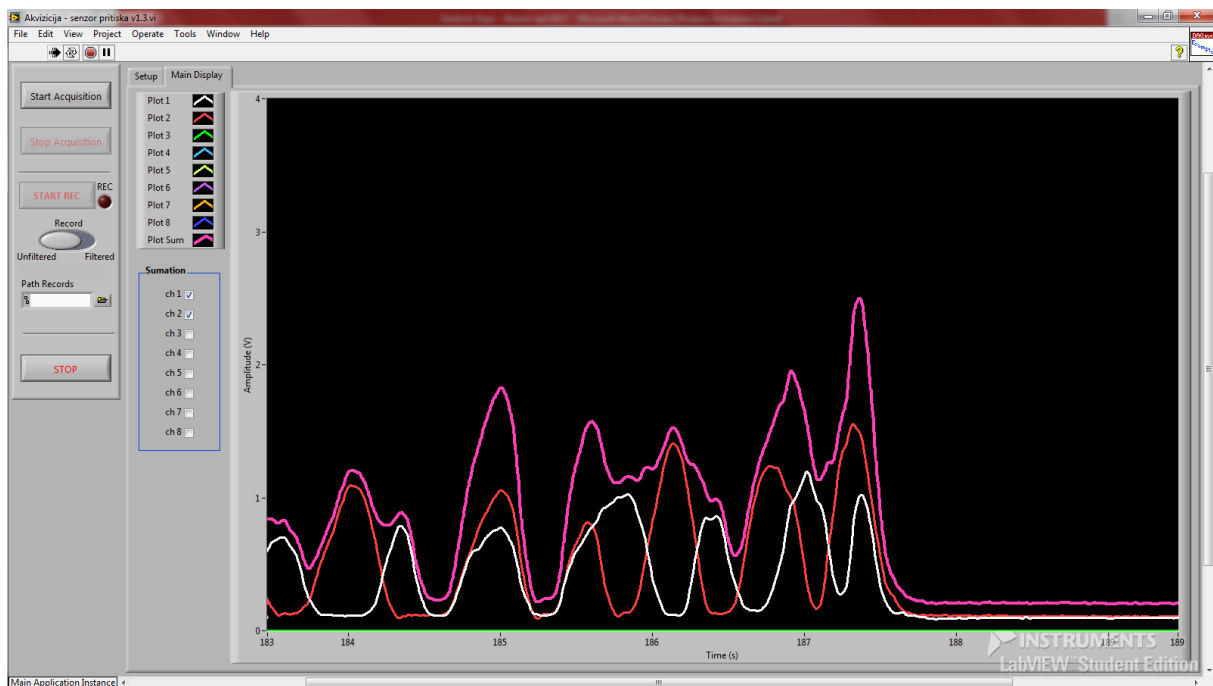
Iako se mogu naći drugi softveri za akviziciju signala, tokom rada realizovan je program u LabVIEW programskom okruženju tako da najbolje odgovara realizovanom sistemu za merenje GRF. Program može da snima 8 kanala i podeljen je u dva dela, tj. taba.

Na prvom tabu se mogu izabrati koji kanali sa AD kartice se žele snimati i postaviti kojom frekvencijom da se odabiraju signali sa tih kanala. Program ima opciju za uključivanje dva filtera postavljena na red, pri čemu se za svaki može menjati kog tipa, frekvencije odsecanja i reda da bude. Istovremeno se mogu pratiti filtrirani i nefiltrirani signali, tako da se može posmatrati razlika u njihovom obliku. Ovaj tab sadrži i bar indikatore koji treba da olakšaju podešavanje ofset signala dok se istovremeno pomoću šrafcižera podešava na pojačavačkoj kutiji. Za snimanje signala potrebno je izabrati putanju gde da se snimi signal i



Slika 4.6: Prvi tab programa za praćenje i snimanje signala. Na tabu se nalazi opcije za biranje kanala za snimanje, podešava frekvencija odabiranja i broj odbiraka za čitanje, barovi za prikaz ofseta, opcije za podešavanje parametara filtra i dva grafička prozora sa prikazom nefiltriranog (levo) i filtriranog (desno) signala. Levo nezavisno od tabova, nalazi se deo programa u kome se pokreće ili zaustavlja akvizicija i snimanje, bira da li se snimaju filtrirani ili nefiltrirani signali, postavlja putanja za snimanje signala na disku i dugme za zaustavljanje programa.

dati naziv fajlu za snimanje. Fajl sa snimljenim signalima je u *txt* formatu, koji sadrži 8 kolona, pri čemu svaka kolona predstavlja signale sa snimljenih kanala (kolona onog kanala koji je isključen iz akvizicije biće popunjena nulama). Pružena je mogućnost da se odabere da li će se snimati filtrirani ili nefiltrirani signali.



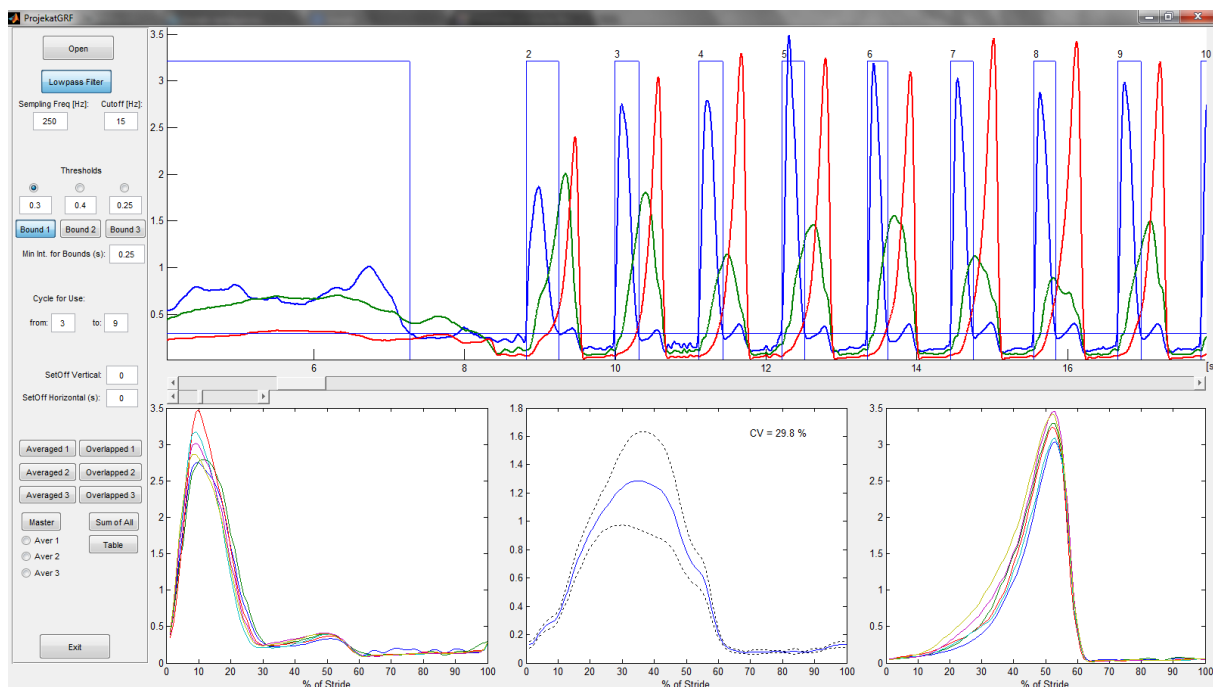
Slika 4.7: Drugi tab programa za snimanje signala. Na ovom tabu moguće je podesiti koji kanali će se sabirati i prikazivati kao grafik obojen u roze.

Na drugom tabu je omogućeno da se preko velikog grafičkog prozora prate signali, tako da se dobije bolji uvid u signale kada se u realnom vremenu posmatraju. Takođe, data je mogućnost prikaza dodatnog grafika koji predstavlja sumu određenih signala sa senzora. Koji signali će se sabirati, podešava se čekiranjem kanala u prozoru pored grafika.

Od ovog softvera napravljena je *standalone* aplikacija koja može da se instalira i koristi na kompjuteru koji ne poseduje instaliran programski paket LabVIEW. Originalni program je izrađen tako da se vrlo lako može proširiti za akviziciju većeg broja kanala od 8, kao i dodavanje nekih naprednijih tehnika obrade signala.

4.3.2. Offline program

U grafičkom korisničkom interfejsu (eng. *Graphical User Interface*, GUI) MATLAB-a, realizovan je program koji treba naknadno da obradi i prikaže rezultate merenja. Program omogućava da se nakon učitavanja signala, pregleda snimljeni signal tako što bi se pomoću dva slajdera vršilo zumiranje ili transliranje signala. Signal može da se filtrira pomoću niskopropusnog filtra, reda 3, čija se frekvencija odsecanja podešavala na GUI-u. Postavljanjem i menjanjem nivoa praga, detektuje se događaj od interesa u signalu i obeležavaju pravougaonikom koji ima svoj redni broj. Ovi brojevi omogućavaju da se obeleži



Slika 4.8: MATLAB program napravljen za potrebe obrade signala snimljenih sa realizovanim sistemom za merenje raspodele GRF. Program omogućava automatsko usrednjavanje i računanje standardne devijacije svakog ciklusa hoda i računanje parametara koji su korišćeni za evaluaciju sistema (kadenca i kontaktno vreme).

koji događaji da se izuzmu iz dalje obrade signala. Za svaki snimljeni kanal postoji odvojeni prag koji se može podešavati i detektovati željeni događaji. Na tri nezavisna prozora se mogu iscertavati preklapljeni ili usrednjeni ciklusi hoda. Zajedno sa usrednjenim signalom prikazuje se standardna devijacija i koeficijent devijacije. Omogućeno je crtanje signala koji predstavlja sumu sa sva tri kanala i prikazivanje njegove srednje vrednosti i standardne devijacije. Takođe,

svi parametri koji su korišćeni u rezultatima rada izračunati su automatski pomoću ovog programa (kadenca, kontaktno vreme, koeficijent varijacije)

Pošto je uložak imao tri senzora, program je napravljen tako da najbolje odgovara signalima snimanim sa tri kanala. Većina funkcija koje su napravljene u programu nisu ograničene na broj kanala koje obrađuju, tako da buduće proširivanje programa na više kanala neće zahtevati preveliki napor.

5. METOD ZA EVALUACIJU SISTEMA

Da bi se ispitao uložak za merenje GRF-a, najpre je potrebno napraviti protokol i snimiti nekoliko tipova hoda. Zatim, potrebno je obraditi signale i videti da li može da se na osnovu jednostavnih analiza signala prepoznaju odgovarajuće faze hoda. Pored toga, izabrani su neki od najznačajnijih klinički parametri koji se mogu snimiti uloškom za merenje GRF: kadenca i njego standardna devijacija; kontaktno vreme i standardna devijacija (eng. *Contact Time*, CT); i koeficijent varijacije (eng. *Coefficient of Variation*, CV). Zajedno dok se budu snimali signali sa novim sistemom, istovremeno snimaće se i signali sa Peki sistemom (poglavlje 3.2.1). Ovo pruža mogućnost da se dobijeni parametri uporede između dva sistema, a takođe biće upoređeni sa rezultatima dobijeni u drugim radovima koji su određivali iste parametri za druge sisteme.

5.1. Ispitanik

U ispitivanju je učestvovao zdrav ispitanik, bez bilo koje istorije bolesti niti poremećaja u motornim funkcijama donjih ekstremiteta. Sedam dana pre snimanja, ispitanik nije imao nikakve neprijatne bolove u nogama koje bi mogle da prouzrokuju nepravilan hod tokom snimanja.

Tabela 5.1: Podaci o ispitaniku.

| ID ispitanika | Starost (godine) | Visina (cm) | Težina (kg) | Veličina obuće (EUR) | Pol |
|---------------|------------------|-------------|-------------|----------------------|-----|
| I1 | 25 | 182 | 76 | 43 | M |

5.2. Procedura

Ceo sistem sa kojim je se merila GRF prikazan je na slici 5.1. Za snimanje signala nije korišćena nikakva posebna obuća, nego ispitanikova patika. U desnu patiku je postavljan uložak sa sensorima, a u levu je ubačen uložak iste debljine kao uložak sa sensorima, ali bez senzora, iz razloga da bi se kompenzovale visinske razlike noge. Za poređenje signala sa Peki sistemom potrebno je bilo obezbediti istovremeno snimanje sa oba sistema. Pošto je Peki izrazito male debljine (oko 1 mm), postavljen je preko već ubačenog uloška sa MEMS sensorima, što nije zauzimalo previše dodatnog prostora u cipeli. Pojačavačka jedinica i AD

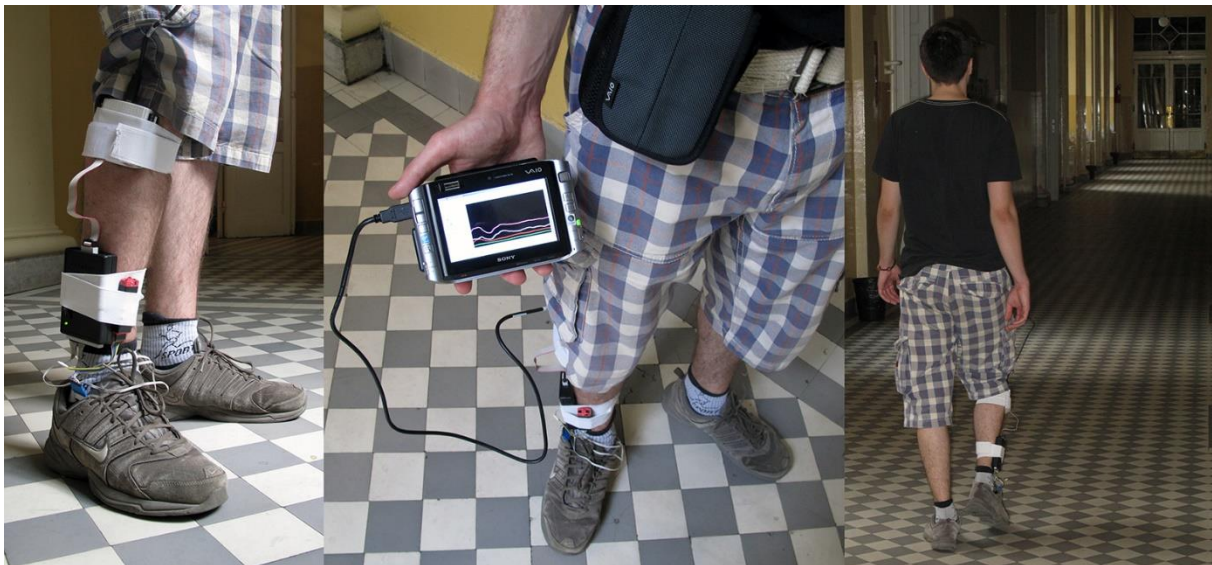


Slika 5.1: Dva sistema za snimanje hoda: Levo je sistem za MEMS ulošima, a desno se nalazi Peki sistem.

kartica uloška sa MEMS sensorima učvršćeni su sa lateralne strane ispitanikove potkolenice pomoću steznih traka (slika 5.2). Peki uređaj za slanje signala učvršćen je pored pojačavača MEMS senzora. Za snimanje podataka korišćen je portabilni računar Sony VAIO VGN - UX300 sa instaliranom *standalone* aplikacijom opisanom u poglavlju 4.3. Portabilni računar je dovoljno malih dimenzija da je se tokom snimanja mogao okačiti oko struka ispitanika. Peki uložak je komunicirao sa drugim laptopom preko *bluetooth*-a. Sa MEMS senzora signali su se odabirali sa 250 Hz, dok je Peki vršio odabiranje sa 100 Hz (pošto je to za Peki jedina moguća vrednost). Signali nisu filtrirani u realnom vremenu, nego su se sirovi zapisivali.

Za vreme merenja GRF, ispitanik je zamoljen da hoda hodnikom dužine 40 m, što je dovoljno da napravi oko 30 ciklusa hoda. Ovaj broj ciklusa je dovoljan da se odrede traženi parametri i njihove standardne devijacije, obzirom da je i Winter u svom radu uglavnom uzimao između 10 i 20 koraka [4]. Za svakog ispitanika snimljeni su podaci za tri brzine hoda: sporo, prirodno i brzo. Pre početka testa, ispitanik je oko 10 minuta šetao sa celim sistemom opremljenim na sebi, kako bi se navikao na nošenje i osećao što je moguće komfornija.

5.3. Obrada podataka



Slika 5.2: Ispitanik sa potpuno opremljenim sistemom za snimanje GRF.

Nakon snimljenih podataka, sva dalja obrada signala izvedena je u programu napravljenim u MATLAB-u (pogledati poglavlje 4.3.2). Od 30 dobijenih koraka, 5 prvih i 5 poslednjih koraka su izuzeta iz analize, iz razloga što je poznato da se 2 do 3 početnih i poslednjih koraka razlikuje od ostalih [17]. Svi signali su filtrirani sa Batervortovim filterom, granične frekvencije 15 Hz, trećeg reda.

Da bi se odredila kadenca i CT, neophodno je odrediti trenutke inicijalnog kontakta i trenutke odvajanja od podloge za svaki korak i za sva tri senzora. Trenutak inicijalnog kontakta i odvajanja od podloge određivan je automatski postavljanje praga na minimalnu moguću vrednost tako da tokom faze zamaha signal ne prelazi taj prag. Dobijanjem ovih trenutaka izračunato je kontaktno vreme za svaki senzor i svaki ciklus hoda. Određena je njihova srednja vrednost i standardna devijacija. Kadenca je računata za svaki ciklus hoda, nakon čega su te vrednosti usrednjene i određena njihova standardna devijacija.

Koeficijent varijacije predstavlja procentualni odnos srednje vrednosti standardne devijacija signala i srednje vrednosti signala. Određivanje koeficijenta varijacije zahteva nekoliko sledećih radnji [4]:

- Odredi se svaki ciklus koraka tokom jedne sesije snimanja. Odnosno, izmeri se vreme između svaka dva susedna inicijalan koraka.
- Svaki ciklus koraka podeli se na N jednakih intervala ($i = 1, 2, \dots, N$).
- Odredi se srednja vrednost u svakom intervalu.
- Zatim, svi ciklusi se međusobno usrednje po intervalima i izračuna njihova srednja vrednost (X_i) i standardna devijacija (σ_i).
- Na osnovu ovi vrednosti računa se koeficijent varijacije izražen u procentima:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|} \cdot 100\%$$

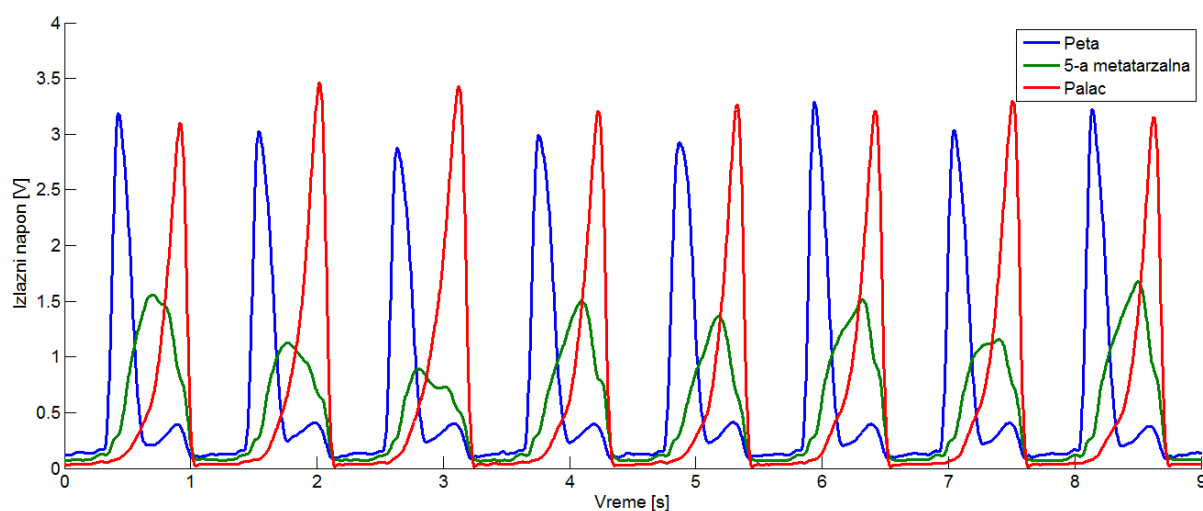
U ovom slučaju izabrano je da N bude 100, tako da na graficima horizontalna osa predstavlja procenat faze izvršavanja jednog ciklusa koraka.

Vrednosti amplituda za oba sistema su date u jedinicama u kojima ih kompjuter očitava. Za MEMS senzore izlazni signal je napon na pojačavaču, koji je u opsegu od 0,05 V do 3,8 V, i pretpostavljeno je da sva tri senzora imaju približno istu osetljivost. Za Peki sistem, izlazne vrednosti su kvantni nivoi AD konverzije.

6. REZULTATI I DISKUSIJA

Istovremeni snimak signala sa realizovanim sistemom i Pekijem tokom normalnog hoda dat je na slici 6.1 i 6.2, respektivno. Na slikama je dato 8 ciklusa od ukupno 20 koja se koriste za analizu.

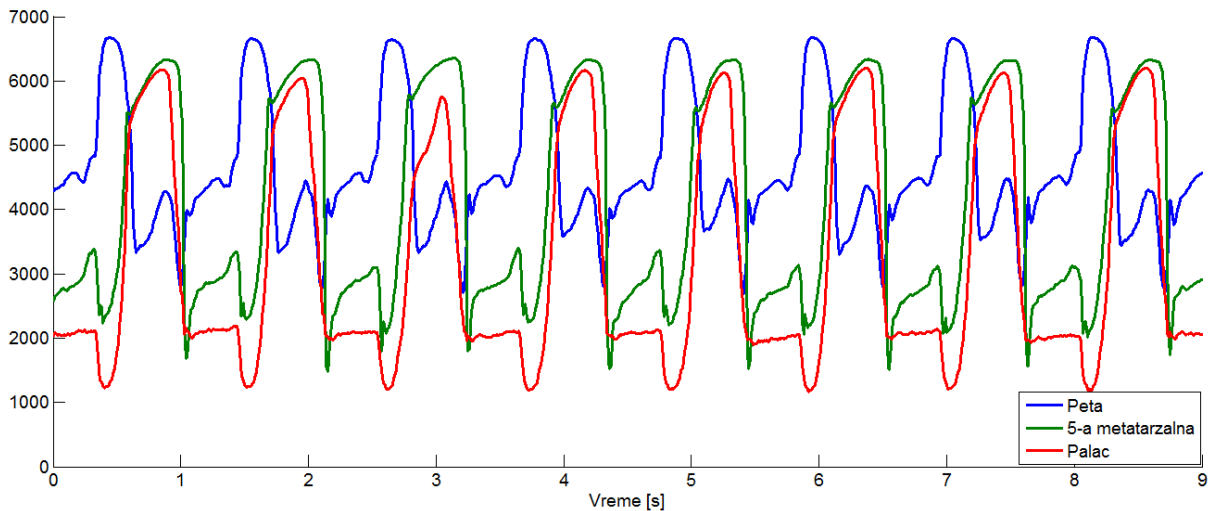
Kod uloška sa MEMS sensorima, jasno se uočavaju faze koraka. Inicijalni kontakt je karakterisan naglim porastom pritiska na peti, dok ostali senzori ne registruju pritisak, što je u skladu sa fazom koraka koja se u tom trenutku odvija. U trenutku dostizanja maksimalne vrednosti na peti, prisutan je i blagi pritisak na petoj metatarzalnoj oblasti. Međutim, sa opadanjem pritiska na peti, započinje nagli rast pritiska na 5-oj metatarzalnoj zoni, dok pritisak na palcu je u blagom porastu. Ovakva raspodela pritiska karakteriše fazu u kojoj je celo stopalo na podlozi. Sa dostizanjem maksimalnog pritiska na 5-oj metatarzalnoj oblasti, pritisak na peti dostiže minimum, odgovarajući fazi kada je peta potpuno odvojena od podloge. U tom trenutku započinje i nagli rast pritiska na palcu. Daljim odvijanjem koraka, masa se prenosi sa metatarzalne oblasti na palac, što se takođe vidi sa signala snimljeni sa sensorom. Iako je za vreme druge polovine faze oslonca peta potpuno odvojena od podloge, prisutan je blagi porast pritiska na senzoru. Ovo pokazuje da se tokom ove faze peta blago oslanja na senzor. Nakon dostizanja maksimalnog pritiska na palcu, vidi se odvajanje celog stopala od podloge što se



Slika 6.1: Profil signala koji daje uložak sa MEMS sensorima snimljen tokom prirodnog hoda. Jasno može da se uoči faza zamaha (kada su sva tri signala bliska nuli), kao i faza oslonca kod koga vremenski sled porasta pritiska daje predstavu o tome u kom stanju oslonca se nalazi stopalo.

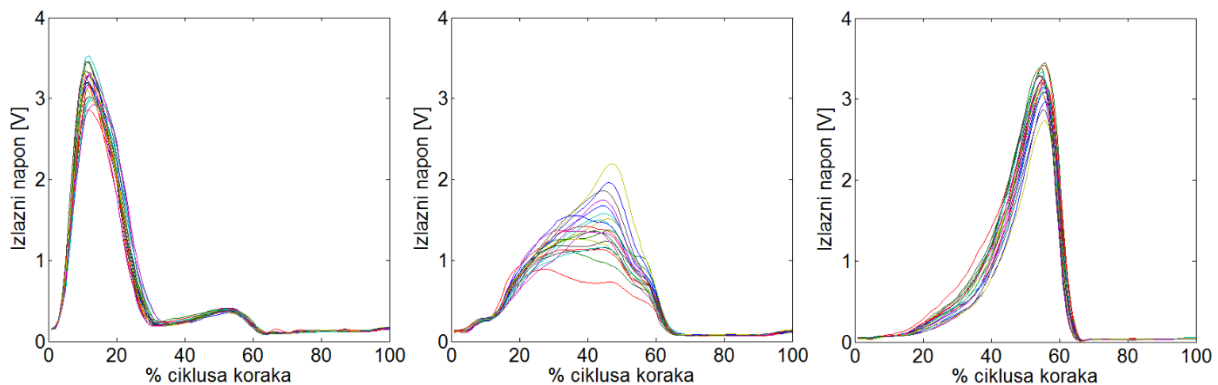
manifestuje kao nagli pad pritiska na palcu, a i pritisaka sa ostala dva senzora. Faza zamaha jasno se vidi na signalima, koji su za to vreme minimalni i ne menjaju svoju vrednost. Ono što je takođe bitno, to je da se ovakva raspodela sile vidi kod svakog ciklusa koraka, sa varijacijama koja ne otežavaju opisivanje ciklusa koraka.

Postavljanjem jednog uloška preko drugog i postavljanjem njihovih senzora na približno istoj oblasti stopala, treba da pokaže koje su sličnosti i razlike između ova dva sistema. Signali sa Peki uloška daju znatno drugačije oblike signala (slika 6.2). Faza zamaha se jedino dobro može videti kod senzora na palcu, kod koga signal za to vreme ima konstantnu



Slika 6.2: Profil signala sa Peki uloška snimljen tokom prirodnog hoda. Nedefinisana vrednost signala za petu i 5-u metatarzalnu zonu za vreme faze zamaha.

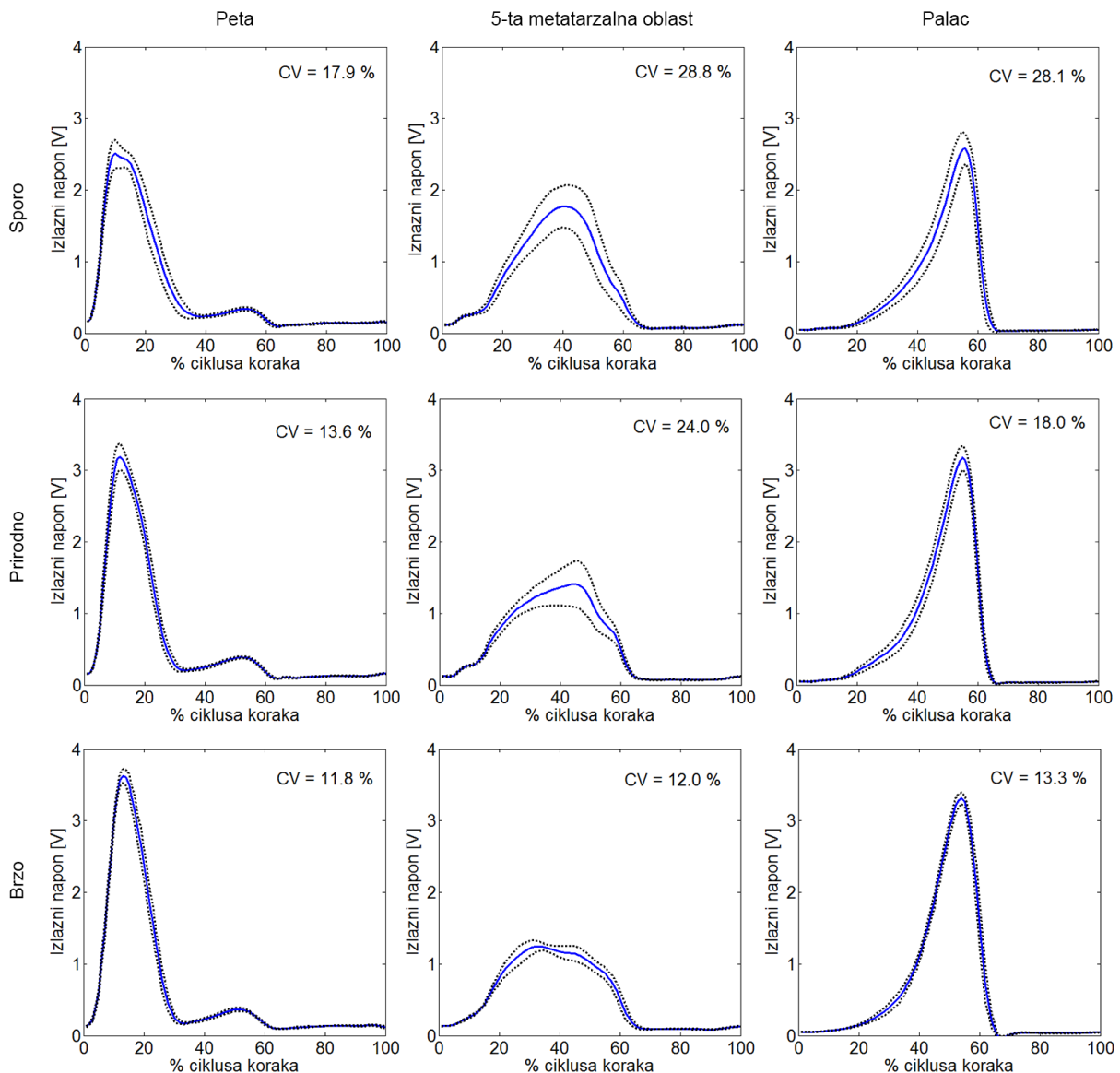
vrednost, dok kod ostalih senzora vrednost signala se u velikoj meri menja. Inicijalni kontakt pored porasta pritiska na peti izaziva nagli pad pritiska na ostala dva senzora, iako su i pre i posle inicijalnog kontakta bili odvojeni od podloge i ne bi trebali da se znatno menjaju. Sa signala mogu se uočiti različite faze tokom oslonca, ali prava raspodela sile nije tako kvalitetna, naročito kod palca i 5-e metatarzalne zone čiji se signali skoro istovremeno menjaju. Ovako nejasnih signali su posledica histerezisa koji ovi FSR senzori imaju, koji je dodatno pojačan zbog njegovog savijanja u patici.



Slika 6.3: Preklapljeni signali 20 ciklusa snimljeni sa MEMS senzora tokom prirodnog hoda.

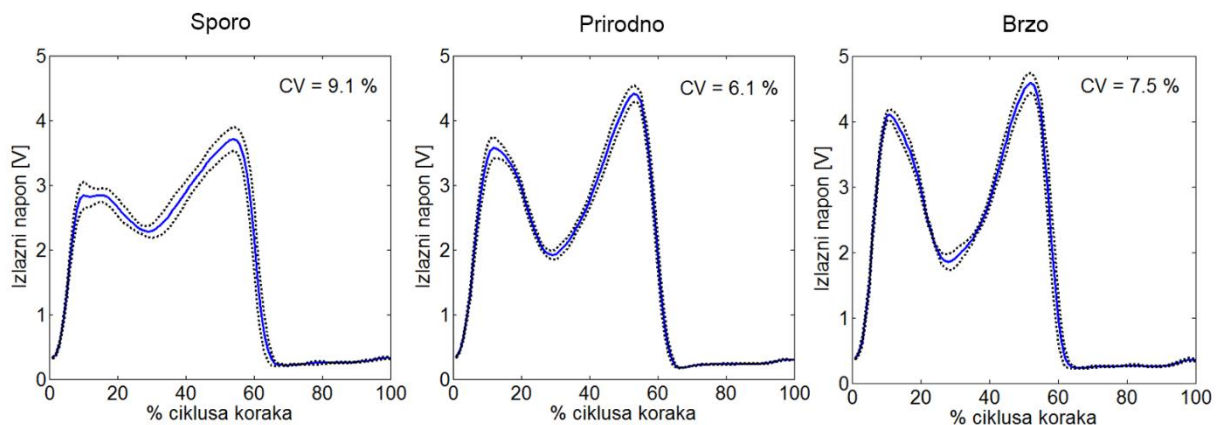
Preklopljeni signali snimljeni sa MEMS senzorima tokom 20 ciklusa prirodnog hoda dati su na slici 6.3. Preklopljeni signali pokazuju koliko je odstupanje između svih ciklusa hoda. Uočava se da signali sa 5-e metatarzalne oblasti imaju veće odstupanje po amplitudi za razliku od palca i pete. Takođe, maksimalna amplituda 5-e metatarzalne zone je skoro upola manja, nego kod palca ili pete, što je logično obzirom da 5-a metatarzalna oblast nikad nije oslonjena sama na podlogu, kao što takve momente ima peta na početku i palac na kraju faze oslonca.

Međusobno usrednjeni ciklusi i njihova standardna devijacija data je na slici 6.4. Rezultati su prikazani za 3 različite brzine hoda: sporo, prirodno i brzo, sa kadencama 82, 108 i 119, respektivno. Winter je u svom radu [4] pokazano da sa povećavanjem brzine hoda povećava se i pritisak na peti i palcu, dok se pritisak smanjuje na metatarzalnoj zoni, što se jasno uočava i na graficima sa slike 6.4. Ono što je još primetno, to je da se CV smanjuje sa povećavanjem brzine hoda. Winter je u svojim radovima dobijao da CV za hod sniman sa



Slika 6.4: Srednje vrednosti i standardne devijacije koje se dobijaju usrednjavanjem 20 ciklusa koraka. Kadence za spor, prirodan i brzi hod iznose 82, 108, 119, respektivno. Uočava se da sa povećavanjem kadence, povećava se maksimalni pritisak na peti i palcu, dok se maksimalni pritisak na 5-oj metatarzalnoj oblasti smanjuje.

platformom uglavnom kreće između 10% i 20%, dok se ovde dobija vrednost za CV koja dostiže i 29%. Međutim, ako se saberu signali sva tri senzora, i tada izračuna srednja vrednost i CV, dobije se profil sile koji najbliže odgovara sili snimljenoj sa platformom (slika 6.5). Tada CV ima značajno manju vrednost koja iznosi 9,1 za sporo, 6,1 za prirodan i 7,5 za brz hod. Razlog za ovaj primetan pad CV je što se pri sabiranju signala, varijacije koje su postojale između signala sa pojedinačnih senzora, su se poništile, tako da je ukupna suma uvek ostajala približno ista. Odnosno, za koliko je porasla vrednost pritiska na jednom senzoru, za toliko je se smanjila na drugom, i obrnuto. Ovo pokazuje da se prilično dobro beleži raspodela sile na podlozi i da je ponovljivost merenja dobra, obzirom da je CV za sve tri brzine hoda ispod vrednosti dobijene kod Wintera. Winter je takođe pokazao da srednja vrednost mase tokom faze oslonca (u ovom slučaju napona), ostaje približno ista za sve tri različite brzine hoda, i kada se normalizuje iznosi oko 9 N/kg, a normalizovana masa tela je za oko 9% viša od ovoga (9,81 N/kg). U slučaju sa slike 6.5, srednja vrednost tokom faze oslonca za sporo hodanje je 2,51 V, za prirodno 2,64 V i za brzo 2,72 V, što se takođe može smatrati da je ostala približno ista za sve brzine hoda. Ako se na ove vrednosti doda još 9%, mogla bi se izvrši gruba kalibracija i da se uzme ta vrednost kao normalizovana masa tela u voltima (oko 2.9 V za prirodan hod).



Slika 6.5: Sabrani signali sa sva tri MEMS senzora tokom hoda. Signali u tom slučaju daju ukupnu silu tokom hoda, koja daje sedlasti profil sile koji se dobija merenjem sa platformom za merenje GRF.

Sa grafika je pročitano da faza oslonca kod sporog, prirodnog i brzog hoda traje 67%, 66% i 64%, respektivno. Ovo su malo veće vrednosti od proseka koje iznose oko 61 % za fazu oslonca, ali one svakako mogu varirati u zavisnosti od osobe do osobe [38]. Ono što je takođe potvrđeno [39], to je da se sa povećavanjem brzine hoda smanjuje trajanje faze oslonca, a povećava faza zamaha, što je pokazano i u ovom slučaju sa grafika.

U tabeli 6.1 su date vrednosti kadenca i CT za sve tri brzine hoda i za svaku oblast stopala pojedinačno. Ono što se očekivalo, to je da kadenca ne bi trebala da zavisi od toga sa kog senzora, tj. oblasti stopala se računa. To se naravno i dobilo i razlika koja se dobija između toga da li je kadenca računata od signala sa pete ili 5-e metatarzalne oblasti ili palca, je jako mala. CT opada sa povećavanjem kadenca hoda, što je normalno i primećuje se da 5-a metatarzalna zona provodi najviše vremena na podlozi, dok peta najmanje. Za petu se uočava da CT ima znatno manju vrednost za sporo hodanje, nego za prirodno i brzo. Ova razlika je

najverovatnije nastala iz razloga što u drugoj polovini faze oslonca, sila na peti ponovo rasla (iako je bila odvojena od podloge), te je zbog toga detektovanje CT-a pomoću postavljenog praga bilo netačno.

Tabela 6.1: Srednje vrednosti kadenca i kontaktnog vremena računate za svaku zonu pojednačno. Sa povećavanjem brzine hoda, tj. sa povećavanjem kadenca hoda, primećuje se i smanjenje kontaktnog vremena.

| Tip hoda | Peta | | 5-a metatarzalna oblast | | Palac | |
|----------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | Kadenca (SD) (SD%) [koraka/min] | Kontaktno vreme (SD) (SD%) [ms] | Kadenca (SD) (SD%) [koraka/min] | Kontaktno vreme (SD) (SD%) [ms] | Kadenca (SD) (SD%) [koraka/min] | Kontaktno vreme (SD) (SD%) [ms] |
| Sporo | 81,5 (2,3) (2,9%) | 454 (43) (9,4%) | 81,4 (2,7) (3,4%) | 687 (45) (6,5%) | 81,6 (3,1) (3,8%) | 689 (31) (4,6%) |
| Prirodno | 108,4 (1,9) (1,7%) | 292 (15) (5,2%) | 108,2 (2,4) (2,3%) | 623 (27) (4,4%) | 108,1 (2,9) (2,7%) | 523 (28) (5,3%) |
| Brzo | 119,1 (3,1) (2,6%) | 254 (8) (3,1%) | 119,3 (2,7) (2,3%) | 544 (22) (4,0%) | 119,6 (3,1) (2,6%) | 436 (14) (3,2%) |

7. ZAKLJUČAK

Analiziranje sile reakcije podloge je veoma korisno i značajno u kliničkoj praksi i biomehaničkim istraživanjima, i potreba za sistemom koji će dobro da zabeleži GRF je jako velika. Nedostatak kvalitetnog rešenja doveo je do toga da mnogi naprave sistem za GRF koji će da zadovolji samo njihove potrebe, što podrazumeva brojna ograničenja koja onemogućavaju korišćenje tog sistema za širu upotrebu. Naravno, na tržištu postoji nekoliko sistema koji bi mogli da zadovolje sve potrebe, ali upravo zbog toga imaju i često neprihvatljivu cenu. Senzor za detektovanje sile pokazao se kao najbitniji element jednog sistema. To pokazuje i činjenica da traganjem za kvalitetnim i primenljivim senzorom je dovelo do toga da danas postoje velika istraživanja sa mnogim tipovima senzora koji bi se ugradili u uložak (FSR, kapacitivni, piezoelektričnim, MEMS piezoresistivnim). Iz pregleda svih radova, deluje da MEMS piezoresistivni senzori bi mogli da otklone brojne nedostatke koje imaju sistemi sa drugim tipovima senzora.

Inicijalni rezultati ispitivanja uložka sa MEMS senzorima, pokazuju prilično dobar profil GRF, onakav kakav je sa FSR senzorima, koji su najzastupljeniji u ulošcima, skoro nemoguće dobiti. Profil GRF najviše liči onom što se dobija merenjem platformom za GRF, pri čemu se platforma smatra za najpouzdanijim i najpreciznijim sistemom. Male standardne devijacije i mali koeficijenti varijacije pokazuju da sistem ima jako dobru ponovljivost. Pored toga, sistem opisan u ovom radu ima brojne prednosti u odnosu na platformu, iz razloga što omogućava mobilnost i neprekidno snimanje GRF. Jako bitna prednost ovog sistema u odnosu na neke platforme je što uložak može da meri raspodelu sile tokom hoda. Ova raspodela omogućava znatno korisniju analizu hoda i primenu u oblastima kako u sport – gde sportistima pruža mogućnost da unaprede svoje performanse i usavrše veštine, tako i u rehabilitaciji – kao koristan alat za praćenje tretmana oporavka.

Ono što ovaj sistem pruža, a ne poseduje ni jedan drugi sistem koji je istražen tokom pregleda drugih radova, je da senzori mogu da se premeštaju i postavljaju na mesta koja bi mogla biti značajna za određenu primenu. Većina sistema ima različiti broj senzora i različiti raspored u ulošku, određen tako da zadovoljava samo određene potrebe i tipove snimanja. Nastavak ovog rada bi bio da ispita koje su prednosti korišćenja sistema sa promenljivim brojem i prilagodljivim rasporedom senzora u ulošku, koje se već naslućuju iz razloga što ni jedan definisan raspored ne zadovoljava sve tipove hoda. Takođe, radiće se na usavršavanju

senzora, a najbitnija stvar koju treba obezbediti, to je *wireless* komunikacije sa kompjuterom koja je danas za svaki sistem neizostavni deo.

REFERENCE

- [1] E.-J. Marey, *La machine animale*: Librairie Germer Baillière, 1873.
- [2] E.-J. Marey, *Le mouvement*: Editions Jacqueline Chambon, 1894.
- [3] M. W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*, 2003.
- [4] D. A. Winter, "Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects," *Human Movement Science*, vol. 3, pp. 51-76, 1984.
- [5] G. Legnani, B. Zappa, F. Casolo, R. Adamini, and P. L. Magnani, "A model of an electro-goniometer and its calibration for biomechanical applications," *Med Eng Phys*, vol. 22, pp. 711-22, Dec 2000.
- [6] M. D. Djuric-Jovicic, N. S. Jovicic, and D. B. Popovic, "Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers," *Sensors (Basel)*, vol. 11, pp. 10571-85, 2011.
- [7] R. Williamson and B. J. Andrews, "Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes," *Med Biol Eng Comput*, vol. 39, pp. 294-302, May 2001.
- [8] R. Klette and G. Tee, *Understanding human motion: A historic review*: Springer, 2008.
- [9] J. Perry and J. R. Davids, "Gait analysis: normal and pathological function," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 12, p. 815, 1992.
- [10] I. Advanced Mechanical Technology. (jun 2013). Available: <http://www.amti.biz>
- [11] N. GmbH. (Jun 2013). Available: <http://www.novel.de/>
- [12] Z. M. GmbH. (jun 2013). Available: <http://www.zebris.de/>
- [13] S. J. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, and J. A. Paradiso, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system," *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 12, pp. 413-23, Jul 2008.
- [14] S. R. Edgar, T. Swyka, G. Fulk, and E. S. Sazonov, "Wearable shoe-based device for rehabilitation of stroke patients," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 3772-3775.
- [15] I. Tekscan. (Jun 2013). Available: <http://www.tekscan.com/>
- [16] S. Beeby, *MEMS mechanical sensors*: Artech House on Demand, 2004.
- [17] S. C. Wearing, S. Urry, J. E. Smeathers, and D. Battistutta, "A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures," *Gait Posture*, vol. 10, pp. 255-63, Dec 1999.
- [18] S. Urry, "Plantar pressure-measurement sensors," *Measurement Science and Technology*, vol. 10, p. R16, 1999.
- [19] H. M. Schepers, H. F. Koopman, and P. H. Veltink, "Ambulatory assessment of ankle and foot dynamics," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 54, pp. 895-902, May 2007.
- [20] A. Healy, P. Burgess-Walker, R. Naemi, and N. Chockalingam, "Repeatability of WalkinSense(R) in shoe pressure measurement system: A preliminary study," *Foot (Edinb)*, vol. 22, pp. 35-9, Mar 2012.
- [21] L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Qiao Li, D. D. Feng, and X. Tao, "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array," *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 14, pp. 767-75, May 2010.
- [22] T. Liu, Y. Inoue, and K. Shibata, "A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability," *Sensors (Basel)*, vol. 10, pp. 10240-55, 2010.
- [23] A. Arndt, "Correction for sensor creep in the evaluation of long-term plantar pressure data," *J Biomech*, vol. 36, pp. 1813-7, Dec 2003.
- [24] I. Interlink Electronics. (Jun 2013). Available: <http://www.interlinkelectronics.com/>

- [25] I. S. A.-. LuSense. (Jun 2013). Available: <http://www.iee.lu/>
- [26] A. Hollinger and M. M. Wanderley, "Evaluation of commercial force-sensing resistors," *Unpublished report*, vol. 1, 2006.
- [27] A. A. Kalamdani, "Development and characterization of a high-spatial-temporal-resolution foot-sole-pressure measurement system," Carnegie Mellon University, 2006.
- [28] I. Milovanovic, N. Malesevic, and D. B. Popovic, "Evaluacija sistema za merenje sile reakcije podloge," 2008.
- [29] A. Patel, M. Kothari, J. Webster, W. Tompkins, and J. Wertsch, "A capacitance pressure sensor using a phase-locked loop," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 26, p. 55, 1989.
- [30] I. Images SI. (Jun 2013). Available: <http://www.imagesco.com/>
- [31] R. Abboud, D. Rowley, and R. Newton, "Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 37-45, 2000.
- [32] A. Nevill, M. Pepper, and M. Whiting, "In-shoe foot pressure measurement system utilising piezoelectric film transducers," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, pp. 76-81, 1995.
- [33] A. Martínez-Nova, J. C. Cuevas-García, J. Pascual-Huerta, and R. Sánchez-Rodríguez, "BioFoot[®] in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability," *The Foot*, vol. 17, pp. 190-196, 2007.
- [34] M. Gad-el-Hak, *MEMS: Design and fabrication* vol. 2: CRC press, 2010.
- [35] K. J. Chesnin, L. Selby-Silverstein, and M. P. Besser, "Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements," *Gait Posture*, vol. 12, pp. 128-33, Oct 2000.
- [36] N. Lee, R. Goonetilleke, Y. Cheung, and G. M. So, "A flexible encapsulated MEMS pressure sensor system for biomechanical applications," *Microsystem technologies*, vol. 7, pp. 55-62, 2001.
- [37] K. Ltd. (Jun 2013). Available: <http://www.keller-druck.com/>
- [38] Y. Blanc, C. Balmer, T. Landis, and F. Vingerhoets, "Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults," *Gait Posture*, vol. 10, pp. 97-108, 1999.
- [39] M. P. Murray, "Gait as a total pattern of movement: Including a bibliography on gait," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 46, pp. 290-333, 1967.