

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Heuristička procena uglova u zglobovima tokom hoda na
osnovu podataka dobijenih sa inercijalnih senzora

Master rad

Mentor:

Prof. Dr Dejan B. Popović

Kandidat:

Marija M. Petrović

Jul, 2014. godine u Beogradu

Zahvalnica

Želim da se zahvalim svom mentoru, profesoru dr Dejanu B. Popoviću, na neizmernoj podršci i poverenju koje mi je ukazao, zato što me je naučio kako se uči i da volim ono čime se bavim.

Zahvaljujem se profesorki dr Mirjani Popović na svemu što me je naučila na osnovnim i master studijama.

Posebno se zahvaljujem Msc Vladimiru Kojiću na nesebičnoj pomoći tokom osnovnih i master studija i divnom druženju.

Srdačno se zahvaljujem se dr Nadici Miljković, dr Ivani Milovanović i kolegama za sugestije i pomoć prilikom izrade rada.

Hvala na omogućenim uslovima istraživanja u laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologiju.

Zahvaljujem se svojoj porodici koju neizmerno volim i zbog kojih sve ovo ima posebnu težinu.

Sadržaj

1. Uvod	4
1.1 Hod i poremećaji hoda	5
2. Analiza ljudskog hoda	7
2.1 Istorija	7
2.2 Parametri hoda i sistemi za snimanje hoda	7
2.3 Sistemi za izračunavanje uglova zglobova tela: goniometarski sistemi i inercijalni: poređenje	10
3. Materijali i metod	12
3.1 Detekcija vrste hoda	12
1. Analiza metodom glavnih komponenti - matematički osvrt	12
2. Instrumentacija	19
3. Ispitanici	20
4. Procedura	20
5. Softver	20
6. Procesiranje signala	21
3.2 Korišćeni sistem za procenu uglova	22
1. Cilj	22
2. Instrumentacija	22
3. Ispitanici i procedura	23
4. Procesiranje podataka	23
4. Rezultati	26
5. Diskusija i zaključak	33
6. Literatura	34
Prilog	36

1. UVOD

Kretanje je jedna od najosnovnijih ljudskih potreba. Osim što je kretanje neophodno zbog normalnog života i učestvovanja u svakodnevnim ljudskim aktivnostima, oštećenje ili gubitak sposobnosti hoda često su uzrok psiholoških problema pojedinca. Pre svega, deficit u sposobnosti kretanja predstavlja gubitak slobode i nezavisnosti. U ovakvim situacijama čovek često nailazi na nerazumevanje okoline. Pored ovakvih emotivnih suočavanja, čovek sa oštećenjem vrlo često se susreće sa teškoćama u obavljanju svakodnevnih poslova zbog nepostojanja okruženja koje omogućuje kretanje ovakvim licima (rampe na trotoarima i stepeništima, neravni trotoari), nedovoljnom negom u kućnim i bolničkim uslovima, itd.

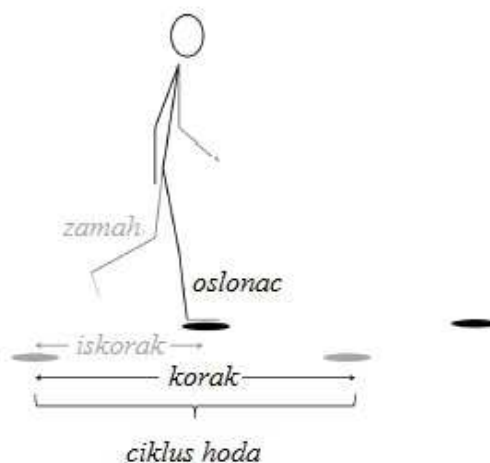
Ono što predstavlja krajnji cilj svih napora lekara, naučnika, fizioterapeuta, psihologa, sociologa, bioinženjera i mnogih drugih jeste izlečenje ljudi. Ukoliko je ono nemoguće u datim uslovima, onda se teži poboljšanju uslova života. Jedan od načina za poboljšanje jeste tehnološki napredak u razvijanju sistema dijagnostike, lečenja, terapije i rehabilitacije pacijenta sa oštećenim obrascem hoda, što i jeste predmet ovog rada, i uopšte biomedicinskih istraživanja.

Danas terapija ne može da se zamisli bez kvantifikovane metrike koja pokazuje stepen deficita i omogućava praćenje oporavka ili daljeg povećanja invalidnosti. Metrika hoda je zasnovana na merenju kinematike i dinamike i estimaciji parametara koji definišu osnovnu jedinicu hoda: korak.

Razvoj tehnologije omogućuje primenu malih, jeftinih senzora, bežičnog prenosa podataka do računara, a problem je kako tu informaciju može da koristi kliničar ili pacijent. Ovaj rad se bavi prikazom nove metode korišćenja senzorne informacije sa inercijalnih senzora, posmatranja hoda kao stohastičkog procesa, i postojanja sinergija, tj. vremenske i prostorne povezanosti pomeranja segmenata tela u toku hoda.

1.1 Hod i poremećaji hoda

Normalan ljudski hod se može posmatrati kao periodičan proces ponavljanja ciklusa (koraka), u kome postoji simetrija između leve i desne strane koja je pomerena za polovinu ciklusa, koraka. Često usvajana definicija za početak normalnog koraka jeste inicijalni konakt nogom, preciznije petom, a kraj koraka jeste naredni inicijalni kontakt iste noge.



Slika 1. Ciklus hoda sa označenim fazama

Postoji više vrsta hoda (na primer, hod u okruženju bez prepreka normalnom brzinom, penjanje uz stepenice i silazak niz njih, trčanje, hodaње unazad, prelazak preko prepreka na putu, itd). Mogućnosti se još više proširuju kada uključimo sport ili posmatramo kretanje osoba sa povredama lokomocionog aparata ili centralnog nervnog sistema.

Generisanje hoda je potpuno automatizovan proces (bez razmišljanja) za ljude bez povreda ili oboljenja, a izuzetno složen biomehanički proces kada postoje promene senzorno-motornog sistema usled povreda, bolesti, degeneracija ili umora.

Poremećeni hod može da ima razne posledice. Jedan primer je **pad starijih osoba**. Padovi su čest uzrok bolesti i smrti kod starijih lica, pa zbog toga predstavljaju veliki problem modernog društva. Imaju drastičan uticaj na kvalitet života i često zahtevaju skupa lečenja. Posledice su frakture, psihološke traume, smanjena sposobnost kretanja koja dalje dovodi do težih stanja. Neki od faktora koji utiču na povećanje rizika pada jesu spoljašnji (okruženje, lekovi, loši asistivni sistemi itd.) i unutrašnji (neurološki problemi, senzorni, mišićno-skeletni, kardiovaskularni, itd.). Za razumevanje i detektovanje ranih simptoma koji mogu dovesti do pada, kao i za ranu detekciju prilikom samog kretanja učinjeni su mnogi naponi.

Razlozi za poremećaje hoda su često bolesti ili povrede centralnog nervnog sistema:

1. **Moždani udar** koji dovodi do pareze ili paralize jedne strane tela sa posebnim uticajem na nemogućnost fleksije zglobova kuka, kolena i skočnog zgloba.
2. **Povreda kičmene moždine** koja dovodi do paralize obe noge (paraplegija) a ponekada i do nemogućnosti kontrole položaja tela (tetraplegija).
3. **Cerebralna paraliza** (CP) je uzrokovana prenatalno ili (post)natalno defektom, vaskularnim problemima, infekcijama, ili oštećenjem nezrelog mozga koja rezultuje neprogresivnim poremećajem pokreta. U zavisnosti od položaja i ozbiljnosti povrede mozga koja prouzrokuje detetove teškoće pri kretanju (grčevi, abnormalni mišićni tonus i refleksi, loša koordinacija itd.), ona može prouzrokovati i druge probleme - teškoće u razvoju, epileptične napade, teškoće u govoru, teškoće u učenju, probleme sluha ili vida.
4. Posle Alchajmerove, **Parkinsonova bolest** (PB) je najčešća neurodegenerativna bolest. Poremećaj nastaje u centralnom nervnom sistemu (CNS), a najvidljiviji simptomi su vezani za hod: tremor, ukočenost i nepokretljivost. Ona stalno napreduje, pa tako i problemi sa kojima se pacijent suočava (javlja se demencija).
5. **Osteoartritis**
Osteoartritis je uzrok postepene degradacije zglobova i kostiju, pre svega u strukturi. Simptomi su bol, bolna osetljivost, ukočenost, zaključavanje itd. Kod zglobova donjih ekstremiteta potencijalno dovodi do atrofije mišića i labavosti ligamenata zajedno sa smanjenjem mobilnosti.
6. **Amputacije**
Amputacije donjih ekstremiteta predstavljaju nedostatak od rođenja ili gubitak dela ili cele noge usled povrede ili bolesti. Poređenjem zdravih ispitanika sa amputiranim se dobijaju korisni podaci za izradu proteza. Pritom se razmatraju problemi ravnoteže, nivo sposobnosti obavljanja određenih aktivnosti kao što su hodanje po stepenicama ili brdima, energetska potrošnja prilikom šetanja, komfor, estetika i cena.

2. ANALIZA LJUDSKOG HODA

2.1 Istorija

Još od davnina ljudi istražuju ljudsko kretanje. Prve rezultate možemo pripisati Aristotelu (*De Motu Animalium*). Njegovi naslednici su bili Đovani Alfonso Boreli (*Giovanni Alfonso Borelli, 1680*) i mnogo kasnije Kristijan Vilhelm Braune (*Christian Wilhelm Braune, 1890*) i Oto Fišer (*Otto Fischer, 1890*). Sa oktrićem fotografije je postalo moguće „zamrznuti“ kretanje i na taj način omogućiti detaljniju analizu (1900). Tek sa razvojem video tehnologije su naučnici bili u stanju da detaljnije proučavaju neuromišićne bolesti (PB, CP itd).

2.2 Parametri hoda i sistemi za snimanje hoda

Analiza hoda uključuje analizu:

- **kinematike** - merenje ubrzanja, brzina i uglova
- **kinetike** - merenje sila i momenata
- **dinamike** - merenje mišićne aktivnosti tokom hoda
- **kvantifikovanih parametara** (kadenca, trajanje faza, simetrija, itd.)

1. Laboratorijski sistemi

Ovi sistem koriste optičke instrumente (sl. 2), video i infracrvene kamere, platforme za merenje sile reakcije podloge, markere koje se postavljaju na telo, trake za hodanje, senzore kretanja, uređaje potrebne za elektromioneurografiju (EMG) itd.

Merenje u ovim uslovima omogućava tačna i pouzdana merenja obrazaca hoda, kao i kvantitativnu i objektivnu procenu. Mana ovakvog sistema su: skupa oprema, uticaj na normalan hod, nemogućnost dužeg merenja, kao i potreba merenja hoda po terenima van laboratorije.



Slika 2. Sistem sa kamerama koje procenjuju položaj markera u prostoru.
Preuzeto sa http://biomechanics.me.metu.edu.tr/Motion_Analysis/

2. *Off-line* prenosivi sistemi

Poslednjih decenija akcenat je na napretku u mikroelektromehaničkoj tehnologiji (MEMS) i uopšte razvitku minijaturnih nosivih senzora. Ovakav sistem omogućava merenje u svakodnevnim uslovima (u bolnici, kod kuće) i pritom ne ometa hod.

Osnovna metoda je bazirana na primeni različitih tipova **elektrogoniometara** (Zheng et al., 2005; Legani et al., 2000; Shiratsu and Coury, 2003) koji procenjuju uglove između segmenata tela. Postoji više vrsta fleksibilnih goniometara: zasnovani na mernim trakama, fleksibilni mehanički, induktivni i fiber-optički. Pouzdani su **fleksibilni goniometri**, koji mere relativni ugao između nosača koji se postavljaju aksijalno na segmente tela (*Biometrics flexible Penny & Giles sensors*, sl. 3). Njihov izlaz je direktno proporcionalan uglu, a njihovo postavljanje je jednostavno i potpuno definisano. Mana ovih senzora je nedovoljna robusnost u kliničkom okruženju. Ovi senzori su korišćeni i u sistemima sa automatskim upravljanjem električnom stimulacijom u kombinaciji sa akcelerometrom na kuku i sensorima sile koji mere reakciju podloge [13]. U validacionoj studiji goniometara je pokazano da se može tačno i ponovljivo meriti kinematika u toku funkcionalnih aktivnosti ispitanika [14].



Slika 3. *Biometrics* fleksibilni Penny & Giles senzori.

Preuzeto sa <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/biosensors.html>

Inercijalni senzori su pretvarači koji mere brzine, ubrzanja i orijentaciju i nazivaju se, u odnosu na fizički signal koji mere, akcelerometri, žiroskopi i magnetometri.

Njihova prednost u odnosu na goniometre je upravo robusnost koju poseduju. Osnovni problem je što oni ne mere kinematiku koja je od interesa za kliničare, a procena uglova zahteva numeričku integraciju koja nije jednostavna i dovodi do greške, o čemu će kasnije biti reči.

Brz razvoj algoritama za praćenje će uskoro omogućiti pojedincu da sami kvantifikuju svoje kretanje i da dobiju povratnu informaciju (*biofeedback*) kako bi poboljšali pokret.

Jedan od primera inercijalnih sistema jeste *Xsens*-ov troosni bežični sistem za praćenje kretanja, tzv. MVN sistem koji se sastoji od 17 *MTx* senzora.

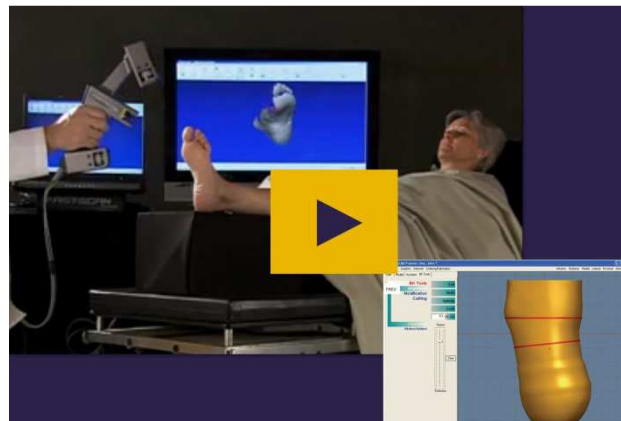


Slika 4. MVN sistem (XSens) za praćenje kretanja sa 17 MTx senzora..
Preuzeto sa <http://www.xsens.com/products/xsens-mvn/>

MVN sistem procenjuje položaj dela tela koristeći podatke sa MTx senzora (3D žiroskopi, 3D akcelerometri i 3D magnetometri). Pritom se oni stalno popravljaju koristeći model ljudskog tela.

3. Drugi sistemi

Koriste se i laserski sistemi ili merenje protoka vazduha blizu tela [7, 8], zatim akustični sistemi koji koriste predajnike i prijemnike zvučnih talasa [10]. Primer laserskog sistema za analizu je prikazan na slici 5. Snimak se može pogledati na adresi https://www.youtube.com/watch?feature=player_embedded&v=SyzgByCPxyw.



Slika 5. Slika je preuzeta sa sajta <http://www.polhemus.com/scanning-digitizing/fastscan-cobra-ci/>

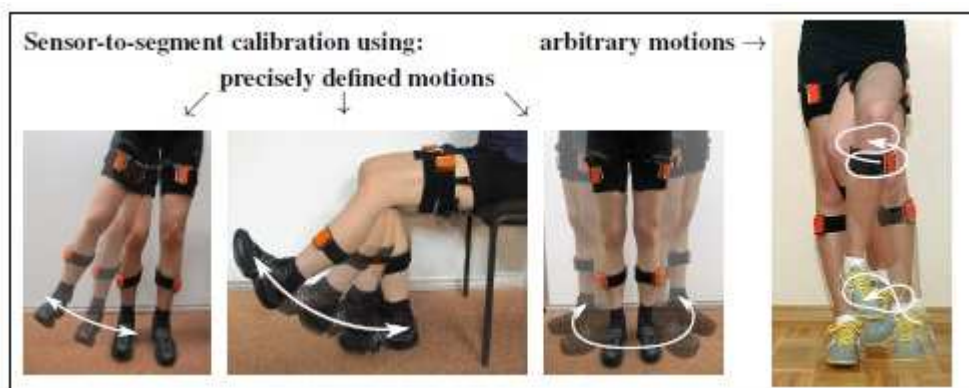
2.3 Sistemi za izračunavanje uglova zglobova tela: goniometarski sistemi i inercijalni: poređenje

Kod postavljanja **goniometara** suočavamo se sa teškoćama tačnog pozicioniranja. Meko tkivo često pomera uređaj tokom pokreta u odnosu na skelet, tj. zglob. Čak i bez efekata mekog tkiva, tačno usaglašavanje osa senzora sa zglobovima tela je nemoguće, posebno kod policentričnih zglobova sa više stepeni slobode (npr, rame, koleno, skočni zglob).

Korišćenje inercijalnih senzora je praksa u analizi hoda. Za tačnu procenu orijentacije sa što manje drifta koristi se kombinacija signala sa sva tri prethodno pomenuta senzora.

Akcelerometri se koriste za određivanje pravca lokalne vertikalne ose, magnetometri obezbeđuju stabilnost u horizontalnoj osi registrujući Zemljino magnetno polje.

Problem poravnanja osa inercijalnih senzora sa fiziološki značajnim osama se vrši **kalibracionim pokretima** koji su karakteristični za svaki zglob [21].

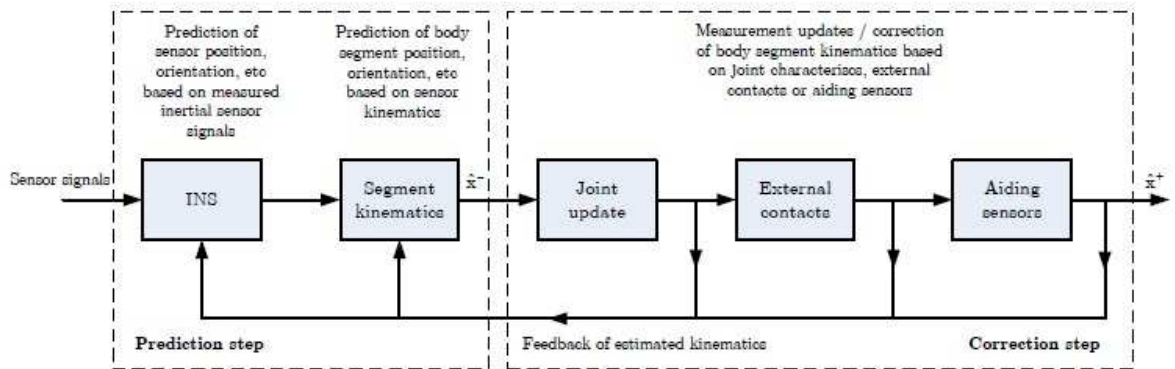


Slika 6. Primeri kalibracionih pokreta za određivanje fiziološki značajnih osa (preuzeto iz [31])

Teoretski, ukoliko se telo posmatra kao kinematički lanac, znajući dužinu segmenta tela, može se doći do rezultata o uglu između dva segmenta [17 - 19]. Praktično, to je samo redukovani (pojednostavljen) model ljudskog tela.

Dodajući žiroskop sistemu, možemo unaprediti tačnost **integracije** podataka sa tog senzora. S obzirom na drift koji se želi eliminisati, ovakve procene su tačne samo prvih nekoliko sekundi, i kasnije greška raste. Dodajući magnetne ili akustične senzore za praćenje, nepoželjni integracioni drift se može minimizirati.

MVN sistem koristi stalno popravljjanje (**update**) izlaznog signala koristeći **model tela**. Na slici 7 je prikazana šema rada sistema.



Slika 7. Šema MVN senzorskog sistema (slika preuzeta iz [20])

Dosta radova je posvećeno upotrebi **Kalman filtra** u estimaciji uglova zglobova. U jednom od radova, predstavljen je problem velikog šuma pri merenju segmenta „*point cluster*“ tehnikom. Testirani su rezultati ukoliko se doda Kalman filtar, i primećeno je da se dobije „mekši“ signal koji bolje reprezentuje pravi pokret, sa manje distorzije nego kad se koristi digitalni nisko-propusni filtar [22]. *Satio et al.* [23] su predložili metod baziran takođe na Kalman filtru signala inercijalnih senzora zakačenih na donje ekstremitete za estimaciju ugla kuka, kolena i članka, i procenili tačnost metode na 3 zdrava ispitanika.

Goulermas et al. [24] su predložili korišćenje **neuralne mreže** za estimaciju ugla kuka, kolena i članka sa inercijalnih senzora postavljenih na stopalo i potkolenicu. Procenili su metodu u odnosu na optički sistem, i to na 8 zdravih ispitanika koji su se kretali različitim brzinama.

3. MATERIJALI I METOD

3.1 Detekcija vrste hoda

1. Analiza metodom glavnih komponenti - matematički osvrt

Analiza metodom glavnih komponenti (*principal component analysis*, AGK) je matematička procedura koja se zasniva na ortogonalnoj transformaciji početnog skupa podataka, za koje se pretpostavlja da su pojedini podaci međusobno povezani. Taj skup podataka se zatim konvertuje u set linearnih, međusobno nezavisnih promenljivih koje su nazvane glavnim komponentama (GK). Njihov broj je manji ili jednak broju početnih promenljivih. Ovakva transformacija daje prvu GK koja „nosi” najveći procenat ukupne varijanse početnog skupa podataka. Svaka sledeća GK je normalna na prethodne i ima maksimalni procenat pod tim uslovom.

AGK omogućava identifikaciju određenih „skrivenih” povezanosti među podacima i predstavljanje tih podataka na način koji ističe njihove sličnosti (povezanosti) i razlike. Naročito je značajna kod visokodimenzionalnih problema, kada ne postoji mogućnost njihove grafičke prezentacije, pa je teško uočiti pravilnosti. AGK nalazi šeme u tim podacima. Te izračunate komponente pritom redukuju broj dimenzija problema, tako da ona praktično kompresuje signal sa minimalnim gubitkom informacija.

Glavna ideja analize metodom glavnih komponenti jeste smanjivanje dimenzija skupa podataka koji se sastoji iz velikog broja međusobno povezanih promenljivih, a da se pritom zadrži što je moguće više varijacije iz početnog skupa, tj. informacija koje nam daje taj skup. To se postiže transformacijom podataka u novi skup glavnih komponenti, koje su međusobno nepovezane, i koje su poređane po značaju, tako da prvih nekoliko „nose” najveći procenat varijacije originalnih promenljivih.

Pored toga, AGK predstavlja vrlo korisnu deskriptivnu tehniku. Početne varijable se mogu predstaviti u prostoru glavnih komponenti da bi se kasnije analizirale. Iako glavne komponente nemaju fizičko značenje, za razliku od početnih varijabli, one se intuitivno mogu interpretirati. Ponekad je neobično lako interpretirati problem uz pomoć mašte analizatora, iako je na prvi pogled izgleda izuzetno teško pripisati određeni značaj nečemu što je linearna funkcija početnog skupa, a nema fizički smisao. Treba biti pažljiv prilikom odluke da li transformisati početni skup podataka. U nekim slučajevima, transformacija početnih podataka pre analize može da poveća šanse za lakšu interpretaciju. Obrnuto, veštačko umetanje logaritma, stepenovanja itd. početnih varijabli mogu da onemoguće analizu (*Jolliffe*).

Standardna devijacija je mera koliko je neki skup podataka „raširen”. Na primer, srednja vrednost je zbir svih podataka podeljen brojem istih. Ta srednja vrednost nam ne govori mnogo, i ono u čemu se razlikuju dva skupa sa istom srednjom vrednošću je upravo to „širenje”. Jedna od definicija kaže da je to udaljenost

date tačke od srednje vrednosti. Formula za njeno izračunavanje je data sledećim izrazom:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

gde je N - broj elemenata u skupu, μ - aritmetička sredina skupa, a x_i i -ti član skupa ($i = 1, 2, \dots, N$).

Varijansa je još jedna mera koliko je skup podataka „raširen“. Ona predstavlja matematičko očekivanje odstupanja slučajne promenljive od njene srednje vrednosti. Ako je jednaka 0, onda su vrednosti jednake, ukoliko je jednaka visokoj negativnoj ili pozitivnoj vrednosti, onda su podaci vrlo udaljeni od srednje vrednosti. Varijansa je jednaka kvadratu standardne devijacije. I varijansa i standardna devijacija su jednodimenzionalne veličine.

$$Var(X) = \sigma^2 = \frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2$$

Kovarijansa je merena između dve promenljive. Kovarijansa između jedne dimenzije i te iste dimenzije je varijansa. Ona je mera koliko promena jedne utiče na promenu druge promenljive. Pozitivna je ukoliko sa rastom jedne varijable raste i druga, negativna ukoliko sa rastom jedne druga se smanjuje, a nula ukoliko su međusobno nezavisne. Za neki vektor $\mathbf{x} = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_m]^T$, matrica kovarijanse je:

$$\Sigma(\mathbf{x}) = \sigma(\mathbf{x}, \mathbf{x})$$

Korelacioni koeficijent predstavlja meru snage ove linearne veze. Ukoliko problem ima više od dve dimenzije, mora se koristiti **korelaciona matrica** n slučajnih promenljivih. Ona je dimenzija $n \times n$, čiji element i -te vrste i j -te kolone jeste korelacija između i -tog i j -tog elementa. A korelacija između ova dva elementa se računa kao:

$$corr(x_i, x_j) = \frac{cov(x_i, x_j)}{\sigma_{x_i} \sigma_{x_j}}$$

gde je $cov(x_i, x_j) = E[(x_i - E[x_i])(x_j - E[x_j])]$.

Ako se uzme kao primer vektor p slučajnih promenljivih (vektor $\mathbf{x}$), broj korelacija (kovarijansi) će biti $\frac{1}{2}p(p-1)$, što u slučaju velikog skupa podataka otežava analiziranje svake korelacije ponaosob. Stoga se AGK javlja kao dobar izbor jer, iako ne ignoriše kovarijanse ili korelacije, koncentriše se na varijanse.

Broj glavnih komponenti m je manji ili jednak (ukoliko je početni skup podataka međusobno nepovezan) broj početnih promenljivih p . Idealno, treba da bude $\ll p$.

U analizi se prvo potraži linerna funkcija $\alpha'_1 \mathbf{x} = \alpha_{11}x_1 + \dots + \alpha_{1p}x_p$, takva da elementi vektora $\mathbf{x}$ imaju maksimalnu varijaciju. Zatim se potraži funkcija $\alpha'_2 \mathbf{x}$ takva da je nezavisna od $\alpha'_1 \mathbf{x}$ i ima najveću moguću varijaciju u tom slučaju. Funkcija $\alpha'_k \mathbf{x}$ predstavlja k -tu GK.

GK sa najvećom varijacijom predstavljaju pravce u kojima je najveće „širenje“ skupa podataka. Analogno, poslednje GK predstavljaju pravac u kome je varijacija vrlo mala, tj. predstavljaju pravac gde je širenje podataka je minimalno.

K -ta GK data izrazom $z_k = \alpha'_k \mathbf{x}$, gde je α_k jedinični vektor matrice kovarijansi Σ koji odgovara najvećoj mogućoj spostvenoj vrednosti λ_k .

1) Geometrijske osobine glavnih komponenti

Hotelling (*Hotelling, 1933*) je interpretirao glavne komponente kao glavne ose elipsoida. Tačnije, ukoliko $\mathbf{x}$ ima normalnu multivarijabilnu raspodelu (normalna, tj. Gausova raspodela je familija neprekidnih raspodela verovatnoće, gde su članovi te familije definisani preko dva parametra, matematičkog očekivanja i varijanse), mogu se posmatrati elipsoidi čije konture upravo predstavljaju ovu raspodelu vektora $\mathbf{x}$. Tada, najduža osa elipsoida će pokazati smer najveće statističke varijacije i definisaće prvu glavnu komponentu. Druga osa će biti normalna na prvu, i biti druga po dužini. Ona će predstavljati drugu glavnu komponentu, itd. Neki autori (*Qian, 1994*) smatraju da AGK zahteva multivarijantnu normalnu raspodelu, ali postoji i oni (*Jolliffe*) koji AGK smatraju deskriptivnom tehnikom, i da mnoge primene AGK i sličnih tehnika, kao i same osobine AGK, ne zahtevaju normalnu raspodelu.

Većina osobina GK se bazira na sopstvenim vektorima i sopstvenim vrednostima matrice kovarijanse.

2) Definisane GK

Postoji tri načina definisanja GK:

1. preko matrice kovarijansi (Σ) kao:

$$\alpha'_1 \mathbf{x} = \alpha_{11}x_1 + \dots + \alpha_{1p}x_p = \sum_{j=1}^p \alpha_{1j}x_j - \text{prva GK}$$

$$\alpha'_k \mathbf{x} = \alpha_{k1}x_1 + \dots + \alpha_{kp}x_p = \sum_{j=1}^p \alpha_{kj}x_j - k\text{-ta GK}$$

Ova procedura nije dobar pristup kada se vektor $\mathbf{x}$ sastoji od promenljivih različitih fizičkih veličina, tačnije različitih jedinica, što obično i jeste slučaj (u ovom radu jeste, ubrzanja i ugaone brzine se mere). Čak i kada je ovaj uslov ispunjen, korišćenje matrice kovarijansi neće dati informativne GK ako promenljive imaju varijanse koje se međusobno dosta razlikuju. Na primer, promenljive čije su varijable najveće, dominiraće prvim komponentama. Problem je i u tome što je teže neformalno porediti rezultate različitih analiza prilikom korišćenja kovarijansnih matrica. Koeficijenti u GK mogu se bez problema porediti za različite korelacione matrice da bi se videlo da li dve korelacione matrice daju slične GK, dok je to mnogo teže porediti kod matrica kovarijansi, premda je izvodljivo.

Ipak, ne treba zaboraviti da je korelaciona matrica linerana funkcija $\mathbf{x}$, takva da daje najveću moguću varijansu ali normalizovanih početnih promenljivih. U ovom slučaju, kada se kaže normalizovane promenljive, misli se na one podeljene svojom standardnom devijacijom.

2. preko matrice korelacija:

$$\mathbf{z} = \mathbf{A}' \mathbf{x}^*$$

gde je $\mathbf{A}$ matrica čije se kolone sastoje od sopstvenih vektora korelacione matrice, a $\mathbf{x}^*$ normalizovanih varijabli. Cilj ovakvog pristupa jeste da se nađu GK normalizovane matrice $\mathbf{x}$, gde je j -ti element normalizovane matrice $\mathbf{x}^* x_j / \sigma_{jj}^{1/2}$, j

$=1,2,\dots,p$, a σ_{jj} varijansa elementa x_j . Tada je matrica kovarijansi vektora $\mathbf{x}^*$ ustvari korelaciona matrica vektora $\mathbf{x}$, i GK su date izrazom $\mathbf{z} = \mathbf{A}'\mathbf{x}^*$.

3. korišćenjem **kovarijansi** x_j/w_j

Težine w_j se biraju u zavisnosti od primene. Neki autori smatraju veštačkim izborom da težina bude $w_j = \sigma_{jj}^{1/2}$.

Iako se $\mathbf{x}$ lako transformiše u $\mathbf{x}^*$, sopstvene vrednosti i sopstveni vektori korelacione matrice se ne transformišu jednostavno u odgovarajuće sopstvene vrednosti i vektore matrice kovarijansi. Posebno, ako je transformacija $\mathbf{x}^*$ dala $\mathbf{x}$, i tako dobijene GK nisu iste kao one dobijene iz Σ (matrice kovarijansi) zato što takva transformacija nije ortogonalna. Jedno od objašnjenja je da su GK međusobno nezavisne samo pod uslovom ortogonalne transformacije $\mathbf{x}$ (von Storch, Zwiers, 1999).

3) **Grafičko predstavljanje podataka koristeći GK**

Glavni cilj AGK jeste smanjenje dimenzija problema. Ukoliko se broj dimenzija smanji na 2 ili 3, onda se problem može predstaviti i grafički, što često olakšava analizu. Grafički je teško vizuelizovati problem ukoliko je broj dimenzija veći od 3.

Ukoliko postoji dobra prezentacija podataka u manjem broju dimenzija, onda će je AGK naći. Postoje i druge metode za prezentovanje visoko-dimenzijskih podataka u 2 ili 3 dimenzije (Wang (1978), Barnett (1981), Carr (1998)).

Predstavljanje početnog skupa u dvodimenzionalan prostor je korisno kod detektovanja skrivenih šema, tj. obrazaca u početnom skupu. Analiza u trodimenzionalnom predstavljanju je teža, ali može dati dodatne, često bitne, informacije.

Važno je napomenuti, s obzirom da su GK međusobno nepovezane, da je nemoguće videti linearnu vezu između komponenti, dok je nelinearne veze moguće. Ponekad nije moguće smanjiti broj dimenzija na 2 ili 3 bez gubitka informacija. U takvim slučajevima, za grafičko predstavljanje podataka se koriste druge metode (Andrews, Chernoff, Wang, Tukey, Carr).

4) **Metode izbora broja glavnih komponenti**

Broj GK se bira tako da istovremeno ispuni dva suprotna uslova:

- da je broj GK dovoljno manji od broja početnih promenljivih
- da zadrži bitne informacije početnog skupa.

Postavlja se pitanje kako porediti podatke dobijene AGK sa početnim. Postoje više algoritama i kriterijuma koji odgovaraju na ovo pitanje, doduše nijedan odgovor nije potpun.

Postoje nekoliko pravila pomoću kojih se odlučuje o broju GK koje se zadržavaju, a da pritom varijacija vektora $\mathbf{x}$ bude najveća moguća (ili normalizovanog vektora $\mathbf{x}^*$ kada se GK određuju preko matrice korelacije). Ipak, postoje i situacije kada su od interesa upravo komponente sa najmanjom varijacijom, ali ti slučajevi su ređi, tako da se dalje neće razmatrati.

Neka od **pravila za određivanje broja GK** m su bazirana na:

- podatku koliko zbirno čine procenata ukupne varijanse. Prag koji se obično uzima je između 80% i 90%. Dovoljan broj GK je onaj za koji je dati procenat dostignut.

GK se biraju tako da imaju najveću moguću varijansu. Recimo da je varijansa k -te GK l_k . Dalje, $\sum_{k=1}^p l_k = \sum_{j=1}^p s_{jj}$, tj. suma varijansi svih GK je jednaka sumi varijansi elemenata x . Stoga je definicija za procenat ukupne varijacije koju „nosi“ prvih m GK:

$$t_m = \frac{100 \sum_{k=1}^m l_k}{\sum_{j=1}^p s_{jj}} = \frac{100 \sum_{k=1}^m l_k}{\sum_{k=1}^p l_k}$$

Ovaj izraz u slučaju korelacionih matrica postaje:

$$t_m = \frac{100 \sum_{k=1}^m l_k}{p}$$

Iako je prag obično negde između 70% i 90%, u slučajevima kada prva i druga (ili samo prva) GK „nose“ veliki procenat ukupne varijanse, tada manje očigledna struktura može biti od interesa, pa prag treba da bude i iznad 90%. Suprotno, kada početnih varijabli ima veoma mnogo, biće mnogo i GK, pa je potrebno smanjiti što više taj broj, pa je procenat niži od 70%.

Prethodno opisano pravilo važi kada se koristi matrica korelacija ili kovarijansi za određivanje GK.

Postojao je veliki broj pokušaja da se nađe raspodela t_m , i tako se napravi formalna procedura za izbor m , koji je baziran na t_m . Autori koji su se bavili ovim i sličnim problemima su *Mandel*, *Krzanowski*, *Sugiyama* i *Tong*, *Huang* i *Tseng*, *Jackson* itd.

- za razliku od prethodnog pravila, ovo pravilo važi samo kada se koristi matrica korelacija. Ideja na kojoj se bazira ovo pravilo jeste da, ako bi svi elementi x bili nezavisni, GK bi bile iste kao početne promenljive i sve imale jediničnu varijansu u slučaju korelacione matrice. Stoga, bilo koja GK manja od 1 sadrži manje informacija od jedne od početnih varijabli i zanemaruje se. Ovo pravilo se zove *Kaiser's rule* (Kajzerovo pravilo) i na osnovu njega se zadržavaju samo GK čije varijanse prelaze vrednost 1. Ukoliko se skup početnih varijabli sastoji iz više grupa koje su međusobno malo zavisne, a unutar same grupe „vlada“ visoka međusobna zavisnost, tada će postojati jedna GK povezana sa grupom čija je varijansa > 1 . Ovo pravilo će zadržati samo po jednu GK povezanu sa određenom grupom.

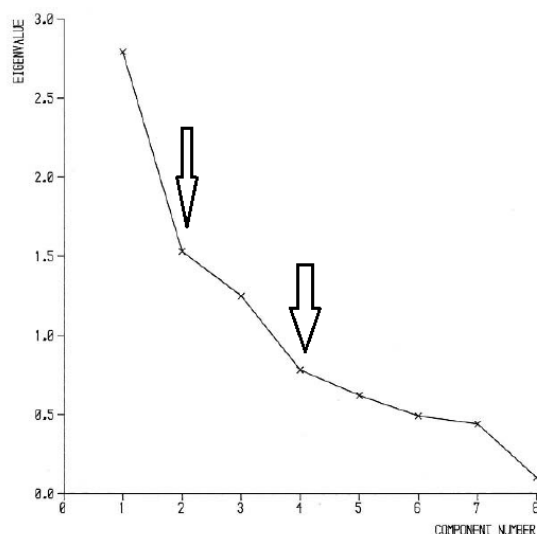
Sopstveni vektori sa sopstvenim vrednostima manjim od 1 se obično zanemaruju, i te GK se ne posmatraju. Obično se to smatra šumom. Ipak, mora se razmatrati i smisao celog problema. Diskutuje se da li je vrednost 1 ispravna, tj. da li zadržava premalo GK. Na primer, u populaciji postoji jedna promenljiva koja je manje ili više nezavisna od svih drugih promenljivih. Takva varijabla će biti dominantna u jednoj GK, čija je vrednost l_k blizu ali ipak manje od 1. Stoga će Kajzerovo pravilo zanemariti ovu GK, iako u sebi „krije“ informaciju. U radovima *Juri Ivanenka* (*Yuri Ivanenko*), specijalno u radu „*Five basic muscle activation*

patterns during human locomotion“ kao kritična vrednost za l_k se uzima 0.5 jer se upravo u petom faktoru „krije“ bitna informacija.

- treće pravilo je i najsubjektivnije od svih pomenutih. Razmatra se grafička prezentacija l_k u odnosu na k , i odlučuje se na kojoj vrednosti k grafik prelazi sa strmog oblika u ravan (tzv. lakat). Alternativa je posmatranje $\log(l_k)$ (LEV dijagram).

Katel (*Cattell*) (sl.8) je preporučio da je poželjno izabrati i tu GK čiji redni broj se nalazi na kritičnoj tački. Ukoliko ima više ovakvih tačaka, bira se prva.

Na slici 8 je prikazan primer ovakvog grafa.



Slika 8. Primer grafa za procenjivanje potrebnog broja GK (iz [8])

Postoje i druga pravila za određivanje broja komponenti kao što su Bartletov test (*Bartlett's test*), aproksimacija Mardija (*approximation due to Mardia*), kros-validacione metode Istmenta i Krzanovskog (*Eastment and Krzanowski's cross-validation methods*), Velicerov test (*Velicer's test*) itd.

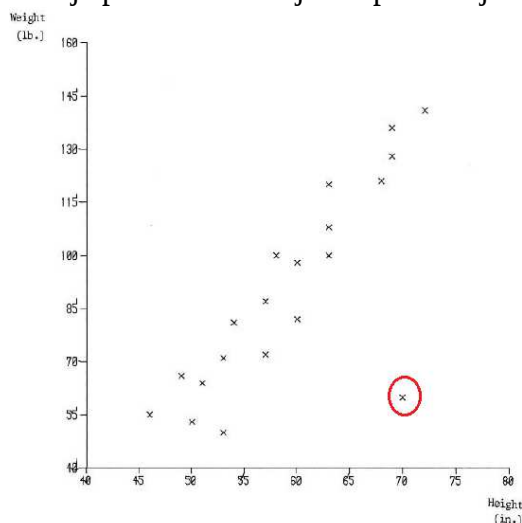
Kod Bartletovog testa se ispituje hipoteza da li matrica korelacije „dolazi“ iz seta međusobno nezavisnih podataka. Ukoliko se ova hipoteza odbaci, podaci su pogodni za ovakav tip analize. Kod *Keiser-Meyer-Olin* merenja porede se magnitude posmatranih korelacionih koeficijenata i parcijalnih korelacionih koeficijenata. Taj indikator mora da bude 0.5 ili veći. Manje vrednosti ukazuju da ovi podaci nisu pogodni za AGK.

5) **Detekcija „usamljenih“ podataka, uticajne observacije i gruba procena i osetljivost GK**

Prvo se posmatra problem detekcije tzv. „usamljenih“ podataka u skupu podataka. To su promenljive koje su nekonzistentne sa drugim promenljivim, mada ne postoji tačna definicija. One mogu, a ne moraju, da imaju drastičan efekat na rezultat analize skupa. Postoje različite metode za detekciju ovakvih podataka (*Barnett i Lewis, 1994; Hawkins, 1980*). Glavni problem za detekciju jeste taj da takve promenljive ne moraju biti ekstremi, već nisu u skladu sa korelacionom strukturom

ostatka skupa. Smatra se da su informacije o njima „skrивene“ u prvih ili poslednjih nekoliko GK.

Na slici 9 prikazan je primer ovakve jedne promenljive:



Slika 9. Prikaz „usamljene“ observacije (iz [9])

One „usamljene“ promenljive čije otklanjanje ima uticaja na rezultat analize jesu upravo tzv. uticajne promenljive (*influential observations*). Te promenljive mogu za jednu analizu biti od uticaja a za drugu ne. Analiza postaje robusna kada se uklone ili smanje efekti ovakvih varijabli.

6) Rotacija i interpretacija GK

Interpretacija GK, koje su ustvari linearna kombinacija svih početnih promenljivih, nije uvek jednostavna. Jedan od načina uprošćavanja analize jeste rotacija komponenti, tj. glavnih osa. Takav pristup može uprostiti problem, ali ima i mana.

Neki naučnici smatraju da je bitnije jednostavno interpretirati m -dimenzionalan prostor definisan sa m GK, nego analizirati svaku GK ponaosob. Jedno od rešenja jeste rotacija GK unutar ovog prostora tako da analiza bude prostija (Richman, 1986, 1987; Jolliffe, 1987; Rencher 1995). Pored ortogonalnih (varimaks i kvartimaks), postoje i kružne rotacije, koje su često fleksibilnije (Cohen, 1983; Richman, 1986). Varimaks rotacija je postupak kojim se rotacija vrši tako da svaka GK uz sebe ima mali broj težina sa velikom vrednošću i veliki broj težina koje su približno jednake 0.

Ideja je da se jasno vidi koje promenljive su „važne“ u (rotiranim) GK. To su one sa velikim apsolutnim vrednostima težina (*loadings*). Te težine su broj kojim je svaka normalizovana varijabla pomnožena da bi se dobio skor komponente (*score*), tj. procenat. One sa malim apsolutnim vrednostima težina se zanemaruju.

Mane ovakvog pristupa su:

- treba napraviti izbor iz velikog broja mogućih rotacionih kriterijuma (Cattell, 1978; Richman, 1986). Ti kriterijumi se obično prave veštački. Srećom, unutar posebne grupe rotacija (na primer ortogonalnih) različiti izbori daju rezultate koji se malo razlikuju.
- informacija o prirodi neke vrlo dominantne komponente može biti izgubljena

- izbor broja m može imati veliki uticaj na rezultat posle rotacije

Načini za uprošćavanje AGK jesu, na primer, ignorisanje onih koeficijenata čija je vrednost ispod usvojene vrednosti praga, zaokruživanje koeficijenata promenljivih u svakoj komponenti na najbliži ceo broj itd.

Vektori zaokruženih koeficijenata neće biti u potpunosti ortogonalni, zaokružene GK neće biti povezane i njihove varijanse će se promeniti, ali obično ovi efekti nisu od značaja (*Green, 1977; Bibby, 1980*).

Ukratko, algoritam za AGK jeste sledeći:

1. na osnovu vektora ulaznih podataka se formira matrica podataka $\mathbf{X}$ dimenzija $m \times n$
2. definiše se vektor srednje vrednosti kao:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_k$$

3. izračuna se matrica kovarijanse:

$$\mathbf{XX}^T = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_k - \mu)(x_k - \mu)^T$$

4. odrede se parovi (sopstveni vektor, sopstvena vrednost) matrice kovarijanse i formira se skup parova $\{(q_j, \lambda_j)\}_{j=1}^r$, gde je r rank matrice kovarijanse. Sopstveni vektori q_j su kolone matrice Q . Njihov raspored u okviru matrice Q treba da odgovara redosledu njihovih sopstvenih vrednosti u opadajućem poretku.
5. za svako $x_1, x_2, \dots, x_n$ se izračuna $y_k = Q^T x_k$.

2. Instrumentacija

Po tri *SENSY* jedinice (Technalia Ltd., Beograd) su postavljene na sredinu natkolena, potkolena i uz spoljašnju stranu pete obe noge. Svaka *SENSY* jedinica u sebi ima 3D akcelerometar i 3D žiroskop. Ove jedinice bežično komuniciraju sa centralnom jedinicom koja je serijski (USB) povezana za računar. Frekvencija odabiranja je 100 Hz. Više o *SENSY* sistemu pogledati u [16].



Slika 10. Postavljen SENSY sistem (iz [16])

3. Ispitanici

Četiri zdrava ispitanika su obaveštena o neinvazivnoj proceduri merenja i potpisala da pristaju da učestvuju u merenju. Smatrano je da su zdravi s obzirom da nisu imali poznato senzorno - motorno oboljenje.

4. Procedura

Ispitanici su imali po dva zadatka. Prvi zadatak je bio da hodaju normalnom brzinom, a drugi da hodaju na prstima. Hodali su 5 metara po ravnoj podlozi, različitim redosledom, dva puta svakom vrstom hoda. Pre snimanja svaki ispitanik je hodao sa postavljenim sistemom radi navikavanja na hardver.

Korišćena je AGK jer je kretanje posmatrano kao stohastički proces. Ukoliko bi se posmatrao deterministički proces, postojala bi samo jedna GK postojala. AGK direktno smanjuje dimenzionalnost observacija. Početna ideja za ovaj rad je potekla iz rada Ivanenka [27].

5. Softver

Primenom AGK moguće je bolje okarakterisati specifične odlike poremećaja u hodu u odnosu na uobičajeno korišćene tehnike. Ova metoda pruža uvid u mehanizme koji rezultiraju poremećajima hoda i omogućava usmeravanje terapije radi eliminacije istih.

Tekstualne datoteke, tj. usrednjeni podaci, su unesene u *Excel* program sa dodatkom *XLStat*. On ima mogućnost izračunavanja:

- **matrice korelacije**

Iz nje zaključujemo o među-povezanosti promenljivih. One su **negativno korelisane** (sa rastom jedne, smanjuje se druga) ukoliko je koeficijent korelacije $r < 0$, **pozitivno** ako je $r > 0$ (rastom jedne raste i druga), ako je $r = 0$ onda su međusobno **nezavisne**. Što je veće $|r|$, veća je povezanost. Ako je $r = \pm 1$, ta promenljiva može da se odbacibeza gubitaka informacije i kvaliteta analize

- **procenta ukupne varijanse** početnog skupa podataka za svaku GK
- **sopstvenih vrednosti**

Matrica sopstvenih vrednosti nam govori o kvalitetu projekcije iz početnog skupa (n -dimenzionalnog) u sistem glavnih komponenti (sa L dimenzija, gde $L < n$). U primeru jednog ispitanika koji je hodao normalnim hodom, prva sopstvena vrednost je bila 7.525, i predstavlja 39.608% ukupne varijabilnosti. Drugačije rečeno, kada bismo posmatrali samo prvu GK, mogli bismo da sagledamo 39.608% ukupnog „širenja“ početnog skupa podataka. Svaka sopstvena vrednost odgovara jednom faktoru, a taj faktor jednoj dimenziji. Faktor je linearna kombinacija početnih promenljivih. Svi faktori su međusobno nezavisni ($r=0$). Idealno, ukoliko prva dva ili tri faktora odgovaraju visokom procentu varijanse, dovoljno je posmatrati samo njih da bi se dobila kvalitetna projekcija početnog multidimenzionalnog sistema u drugi sistem sa manje dimenzija, što pojednostavljuje problem. Više o metodama određivanja dovoljnog procenta može se pročitati u matematičkom delu AGK.

- prikazivanje **korelacionog kruga**
Prikazuje projekciju početnih varijabli u prostor određenih komponenti. Ukoliko su dve promenljive: a) daleko od centra a međusobno: blizu tada je $r \approx 1$, međusobno normalne tada je $r \approx 0$, nasuprot jedna drugoj tada $r \approx -1$; b) blizu centra - to ynači da se neke informacije „kriju“ na drugim osama, i da takva interpretacija rezultata može biti rizična
- **doprinos početnih varijabli svakoj komponenti**
- izračunavanje **kvadrata kosinusa varijabli** (što je veći kvadrat, veća je povezanost varijable za datu komponentu)
- prikazivanje **grafika „observations“**, tj. projektovanje početnih promenljivih u prostor određenih komponenti
- **doprinos observacija svakoj komponenti**
- izračunavanje **kvadrata kosinusa observacija**. Što je veći kvadrat, veća je povezanost observacije za datu komponentu

Dalja teoretska objašnjenja se mogu naći u [25], u ovom radu je objašnjeno prvih nekoliko tačaka, tj. delovi koji su nam bitni za detekciju vrste hoda.

6. Procesiranje signala

Analizirani su skupovi podataka koji se sastoje iz normalizovanih signala hoda. Ukupno ima 18 signala (3 senzora, 3 ose svakog senzora, a svaki senzor se sastoji od akcelometra i žiroskopa; $3 * 3 * 2 = 18$). Filtrirani su nisko-propusnim filtrom od 4Hz, radi uklanjanja šuma. Nisko-propusno filtriranje poboljšava detekciju (jer smanjuje broj oscilacija), ali smanjuje količinu informacija jer se signal više menja.

Signal svakog ispitanika je manuelno podeljen na korake. Za početak koraka je usvojen inicijalni udar petom, kao što je pomenuto u uvodu. Usvojen je i prag za ubrzanje stopala koji određuje kada se inicijalni kontakt desio.

Svi signali jednog ispitanika jedne vrste hoda su normalizovani i usrednjeni. Ovakvi signali predstavljaju ulaz za *Excel*-ov statistički dodatak *XLStat*.

Iz posmatranja samo prve dve GK, tačnije njihovog količnika $F1/F2$, može se zaključiti o kojoj vrsti hoda je reč. Kao granica koja razdvaja hod na prstima i normalan hod usvojen je broj 1.3. Odnos $F1/F2$ kod hoda na prstima je veći od 1.3, dok je kod normalnog hoda manji.

Posmatran je uticaj menjanja frekvencije odsecanja (da bude 3 Hz), ali nije primećen nikakav značajan efekat.

Standardna devijacija je 3%, što se smatra prihvatljivim odstupanjem.

3.2 Korišćeni sistem za procenu uglova

1. Cilj

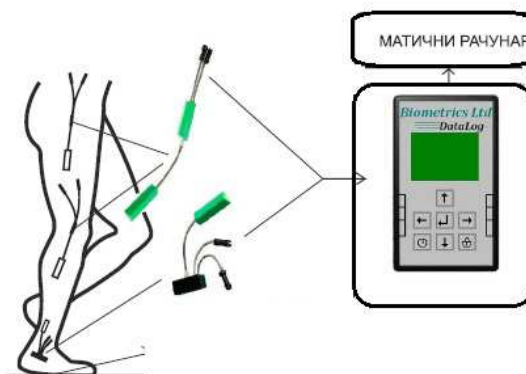
Goniometri su, kao što je napomenuto u odeljku *Sistemi* nepraktični za svakodnevnu upotrebu. Teško ih je precizno pozicionirati, i pritom su relativno osetljivi, tj. lomljivi.

Ideja je bila formiranje sinergijskog modela uglova, na osnovu kojih će se kasnije, pomoću akcelometara, heuristički proceniti uglovi u zglobovima donjih ekstremiteta.

Akcelometri su se izdvojili kao prirodan izbor, jer ih je lako kalibrisati (za razliku od žiroskopa).

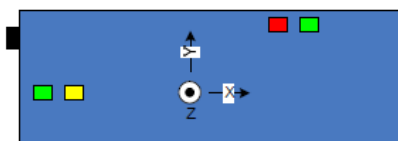
2. Instrumentacija

Kao ciljni uglovi korišćeni su uglovi koji su dobijeni merenjem pomoću *Biometrics* fleksibilnih Penny & Giles **goniometara**. Na slici 11 je prikazan sistem koji je korišćen.



Slika 11. Postavka *Biometrics* fleksibilnih Penny & Giles goniometara

Pored goniometara, korišćen je i **akcelometar ADXL335**, i to samo na stopalu. S obzirom da je na raspolaganju bila *SENSY* jedinica sa integrisanim akcelometrom, ona je i korišćena.



Slika 12. Izgled senzora koji u sebi sadrži jedan 3D akcelometar i jedan 3D žiroskop. Označena orijentacija osa senzora

3. Ispitanici i procedura

Na jednom ispitaniku (ženski pol, 57kg) je postavljen sistem sa goniometrima radi snimanja uglova koji će biti model. Zadatak je bio da ispitanik hoda prvo normalnom brzinom, zatim na prstima. Hodao je po ravnom tlu dužine 5 metara, različitim redosledom, po dva puta svakom vrstom hoda. Pre snimanja ispitanik je hodao sa postavljenim sistemom radi navikavanja na hardver.

Nakon toga, ispitanici sa samo akcelometrom na stopalu su hodali na isti način, radi provere teorije.

4. Procesiranje podataka

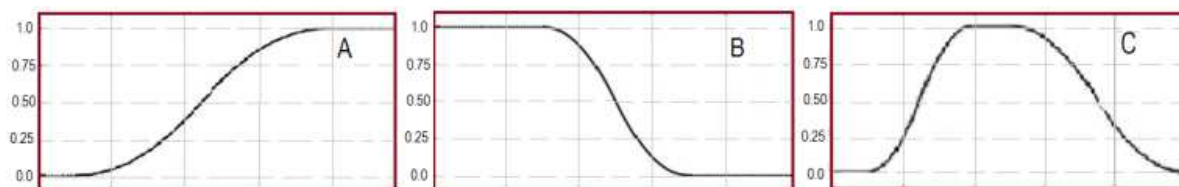
1) uglovi kao model

Cilj je bio da se dobiju modeli uglova koji će dalje poslužiti za heurističko generisanje uglova pomoću akcelometra i dalje kao osnova za poređenje sa „veštački“ generisanim uglovima.

Posmatrana je abdukcija i adukcija kuka (abd / ad kuka), fleksija i ekstenzija kuka (fleks / ekst kuka), fleksija i ekstenzija kolena (fleks / ekst kolena), dorzalna i plantarna fleksija stopala (dorz / plant fleks stopala). Vrlo često su upravo ovi pokreti onemogućeni u slučaju bolesti ili traume, a istovremeno su i ključni pokreti pri normalnom hodu, pa se njihovo posmatranje javilo kao logičan izbor.

2) generisanje „veštačkih“ uglova

Na signalima uglova uočeni su karakteristični prevoji, tj. oblici. Na slici 13 su prikazane sigmoidalne i zvonaste funkcije koje su korišćene za kasnije generisanje.



Slika 13. Funkcije korišćene kao obrasci za generisanje uglova (iz [30])

Prva kriva (A) je nazvana *S-funkcijom* zbog svog S-oblika ($y = \text{smf}(x, [a \ b])$; MatLab). Ova funkcija je definisana sa:

$$f(x; a, b) = \begin{cases} 0, & x \leq a \\ 2 * \left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 1 - 2 * \left(\frac{x-b}{b-a}\right), & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 1, & x \geq b \end{cases}$$

Sledeća kriva (B) je nazvana *Z-funkcijom* zbog svog Z-oblika ($y = \text{zmf}(x, [a \ b])$; MatLab). Ova funkcija je definisana sa:

$$f(x; a, b) = \begin{cases} 1, & x \leq a \\ 1 - 2 * \left(\frac{x-a}{b-a} \right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 2 * \left(\frac{x-b}{b-a} \right)^2, & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 1, & x \geq b \end{cases}$$

Treća kriva (C) je nazvana *zvonastom krivom* zbog svog karakterističnog oblika ($y = \text{pimf}(x, [a \ b \ c \ d])$; MatLab). Definisana je sa:

$$f(x; a, b, c, d) = \begin{cases} 0, & x \leq a \\ 2 * \left(\frac{x-a}{b-a} \right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 1 - 2 * \left(\frac{x-b}{b-a} \right)^2, & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 1, & b \leq x \leq c \\ 1 - 2 * \left(\frac{x-c}{d-c} \right)^2, & c \leq x \leq \frac{c+d}{2} \\ 2 * \left(\frac{x-d}{d-c} \right)^2, & \frac{c+d}{2} \leq x \leq d \\ 0, & x \geq d \end{cases}$$

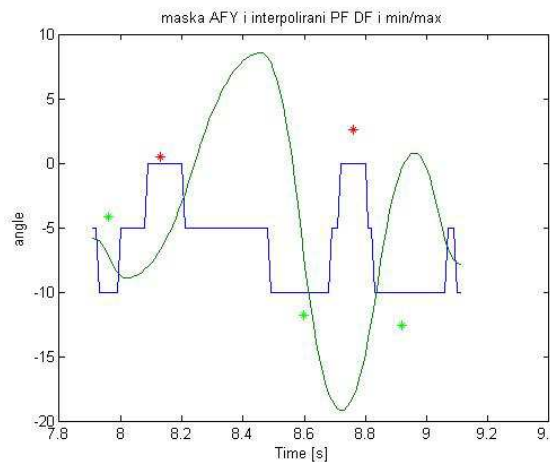
a, b, c i d su parametri koji se mogu podešavati.

Ove funkcije sa parametrima koji se podešavaju i podaci sa akcelerometra su „poslužili“ da se dobiju **karakteristične prevojne tačke**, tzv. „*switching points*“.

Za svaki ugao napravljena je maska akcelerometra postavljanjem pragova. Na slici ispod je primer takve jedne maske za normalan hod ispitanika za ugao plantarne i dorzalne fleksije stopala. U ovom slučaju je korišćena y-osa akcelerometra.

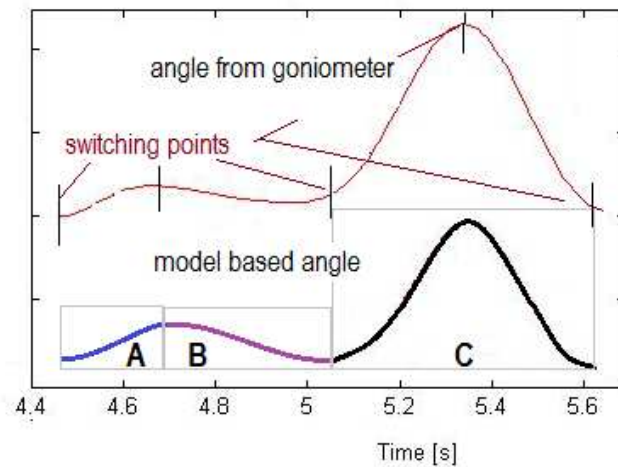
Karakteristične prevojne tačke su ekstremi signala ubrzanja (što je i logično) i promene kod maske sa 1 na 0 i obrnuto, sa 0 na -1 i obrnuto.

Na kraju, između tih tačaka interpoliraju se pomenute funkcije sa parametrima koji mogu da se podešavaju.



Slika 14. Primer maske signala ubrzanja radi određivanja prevojnih tačaka na „veštačkom“ signalu ugla

Primer formiranja ugla heuristikom je prikazan na slici 15.



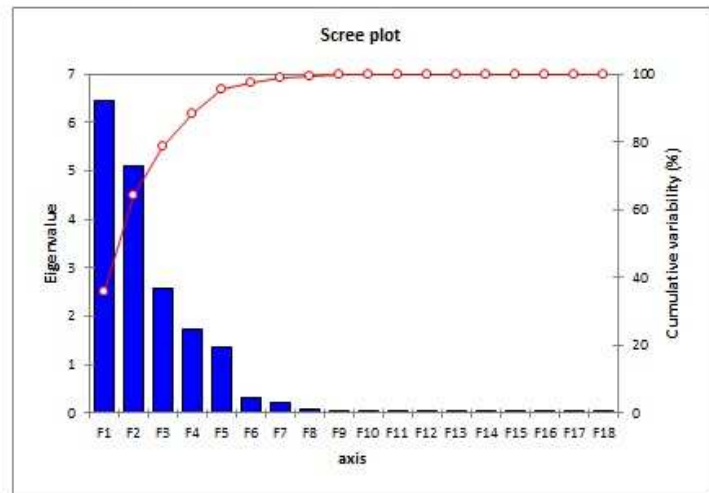
Slika 15. Na slici gore prikazan je originalan snimak signala fleks / ekst kolena, a na slici dole modeliran ugao na osnovu podataka sa akcelerometra pomoću prethodno opisanih funkcija (iz [30])

4. REZULTATI

Za prvog ispitanika (ženski pol, 55kg) na slikama ispod su prikazani rezultati analize u *XLStat*-u:

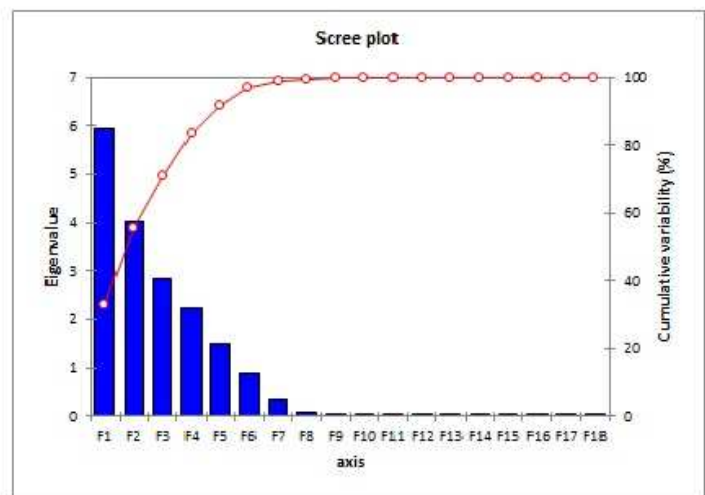
normalni hod

	F1	F2
Eigenvalue	6.461	5.094
Variability (%)	35.897	28.302
Cumulative %	35.897	64.199



hod na prstima

	F1	F2
Eigenvalue	5.951	4.019
Variability (%)	33.063	22.327
Cumulative %	33.063	55.391

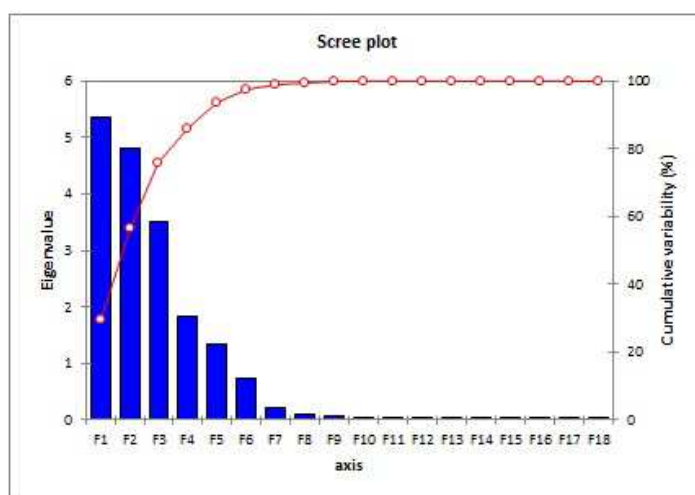


Slika 16. U tabelama sa leve strane je prikaz procenta varijabilnosti prve dve komponente (F1 i F2), a sa desne je grafički prikaz doprinosa svake komponente ukupnoj varijabilnost preko sopstvenih vrednosti (plavi barovi), dok je crvenom linijom označena ukupna varijabilnost za prvog ispitanika

Za drugog ispitanika (muški pol, 70kg) na slikama ispod su prikazani rezultati analize u *XLStat*-u:

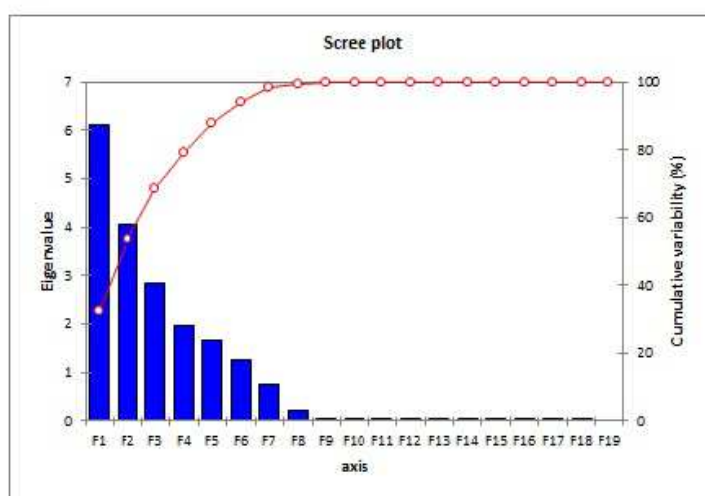
normalni hod

	F1	F2
Eigenvalue	5.368	4.803
Variability (%)	29.823	26.682
Cumulative %	29.823	56.505



hod na prstima

	F1	F2
Eigenvalue	6.132	4.065
Variability (%)	32.272	21.392
Cumulative %	32.272	53.664

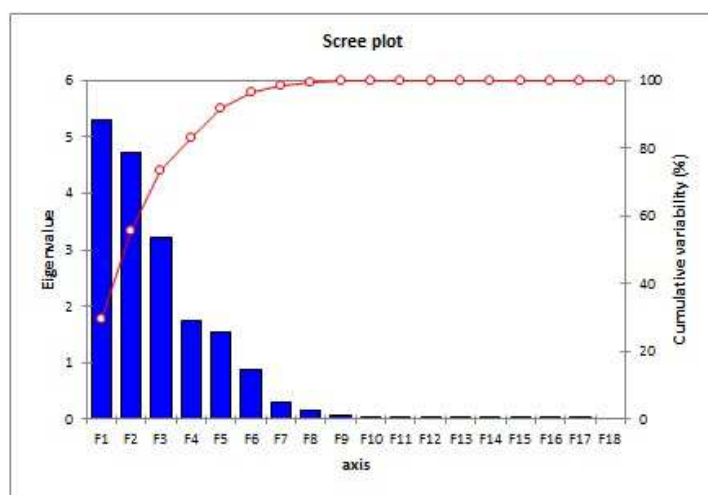


Slika 17. U tabelama sa leve strane je prikaz procenta varijabilnosti prve dve komponente (F1 i F2), a sa desne je grafički prikaz doprinosa svake komponente ukupnoj varijabilnosti preko sopstvenih vrednosti (plavi barovi), dok je crvenom linijom označena ukupna varijabilnost za drugog ispitanika

Za trećeg ispitanika (muški pol, 87kg) na slikama ispod su prikazani rezultati analize u *XLStat*-u:

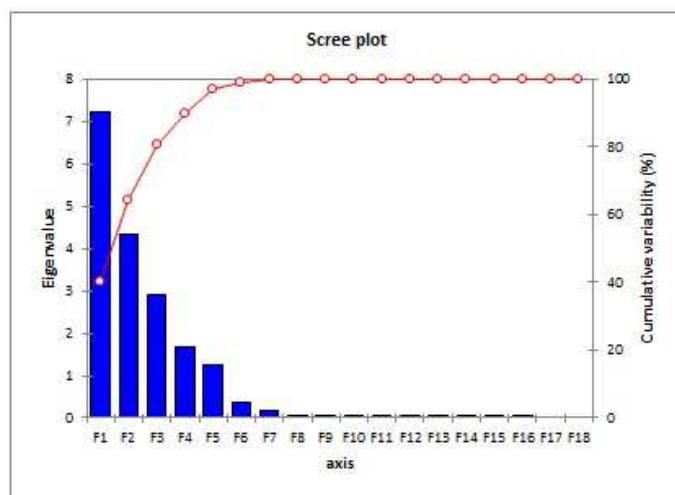
normalni hod

	F1	F2
Eigenvalue	5.308	4.718
Variability (%)	29.489	26.210
Cumulative %	29.489	55.699



hod na prstima

	F1	F2
Eigenvalue	7.222	4.344
Variability (%)	40.122	24.134
Cumulative %	40.122	64.256

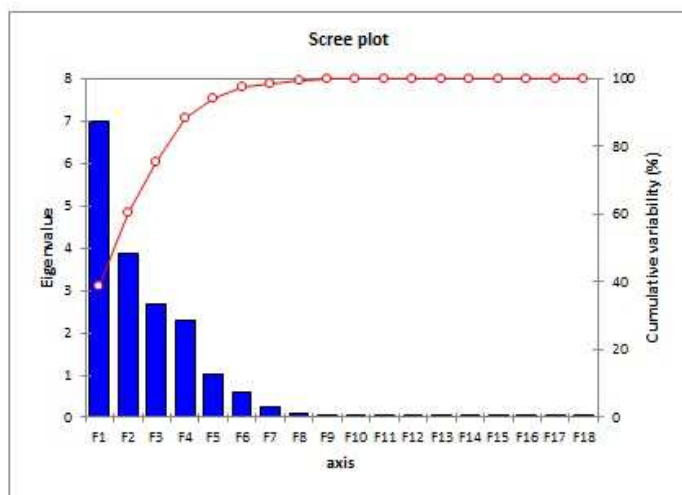


Slika 18. U tabelama sa leve strane je prikaz procenta varijabilnosti prve dve komponente (F1 i F2), a sa desne je grafički prikaz doprinosa svake komponente ukupnoj varijabilnost preko sopstvenih vrednosti (plavi barovi), dok je crvenom linijom označena ukupna varijabilnost za trećeg ispitanika

Za četvrtog ispitanika (ženski pol, 60kg) na slikama ispod su prikazani rezultati analize u *XLStat*-u:

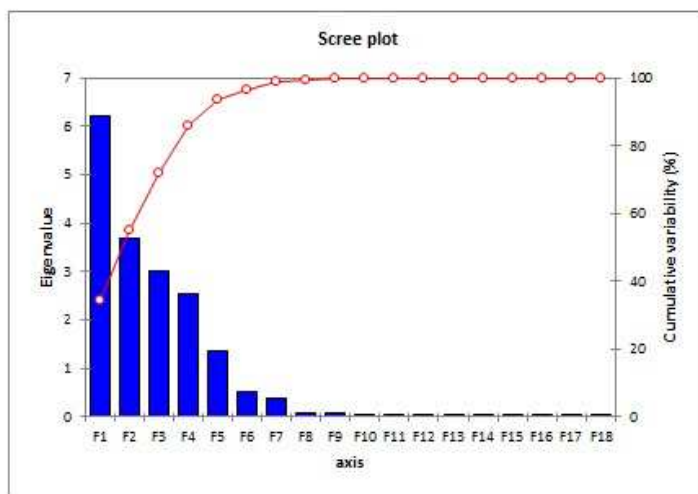
normalni hod

	F1	F2
Eigenvalue	6.985	3.885
Variability (%)	38.805	21.583
Cumulative %	38.805	60.388



hod na prstima

	F1	F2
Eigenvalue	6.212	3.699
Variability (%)	34.513	20.548
Cumulative %	34.513	55.061



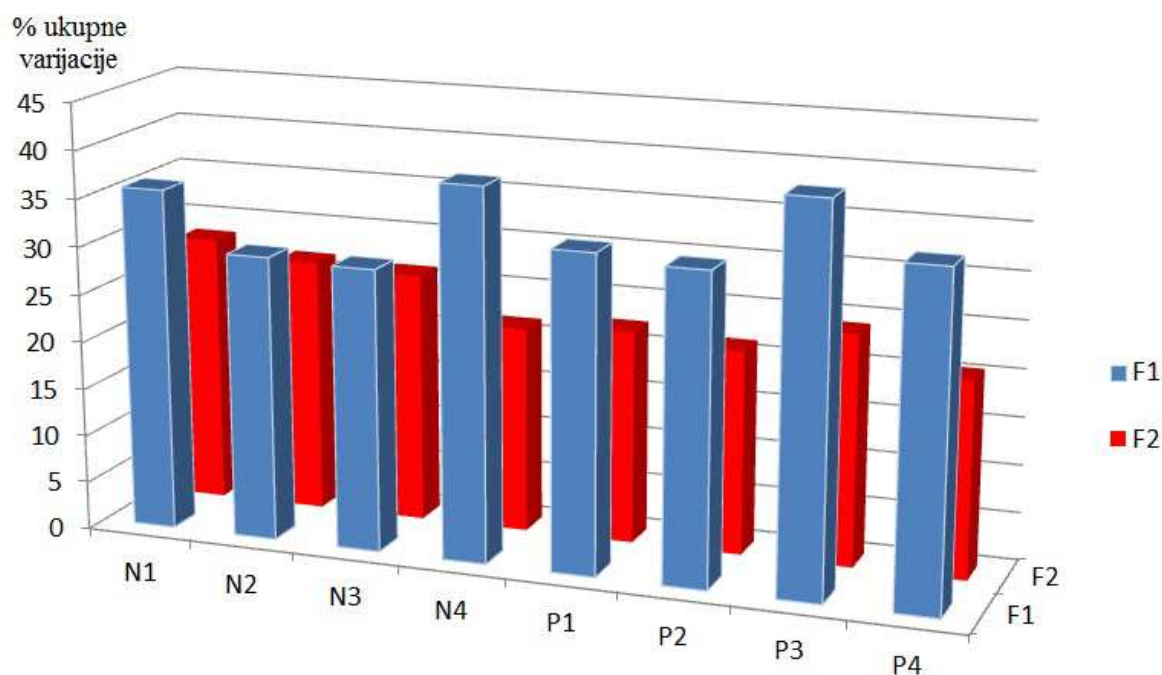
Slika 19. U tabelama sa leve strane je prikaz procenta varijabilnosti prve dve komponente (F1 i F2), a sa desne je grafički prikaz doprinosa svake komponente ukupnoj varijabilnosti preko sopstvenih vrednosti (plavi barovi), dok je crvenom linijom označena ukupna varijabilnost za četvrtog ispitanika

U tabeli 1. su prikazani procenti varijacije za 1., 2., 3. i 4. GK za normalan hod (N) i hod na prstima (P) sva 4 ispitanika:

Tabela 1. Doprinosi varijacije u % za normalni (N) i hod na prstima (P) za 4 zdrava ispitanika

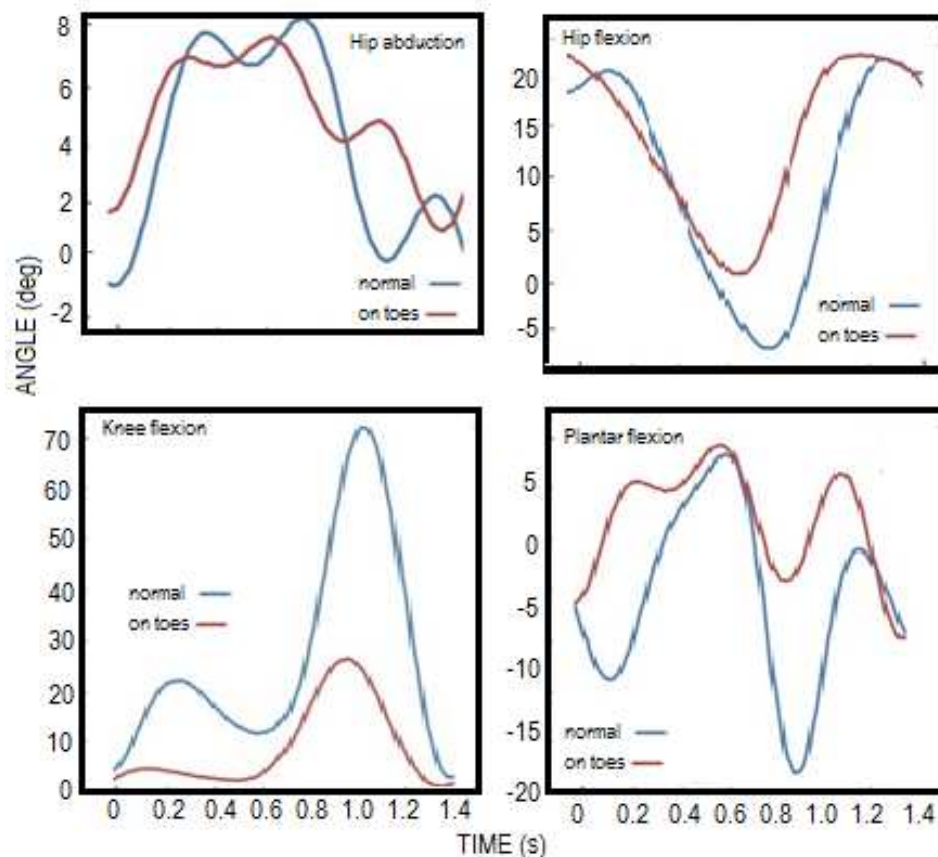
fLow = 4 Hz	F1	F2	F3	F4
N1	35.9	28.3	14.36	9.56
N2	29.8	26.68	19.42	10.12
N3	29.5	26.21	17.89	9.71
N4	38.805	21.58	14.974	12.78
P1	33.06	22.33	15.7	12.385
P2	32.27	21.39	14.98	10.38
P3	40.12	24.13	15.21	13.24
P4	34.513	20.55	16.76	14.21

Na slici 20 se jasno vidi razlika odnosa:



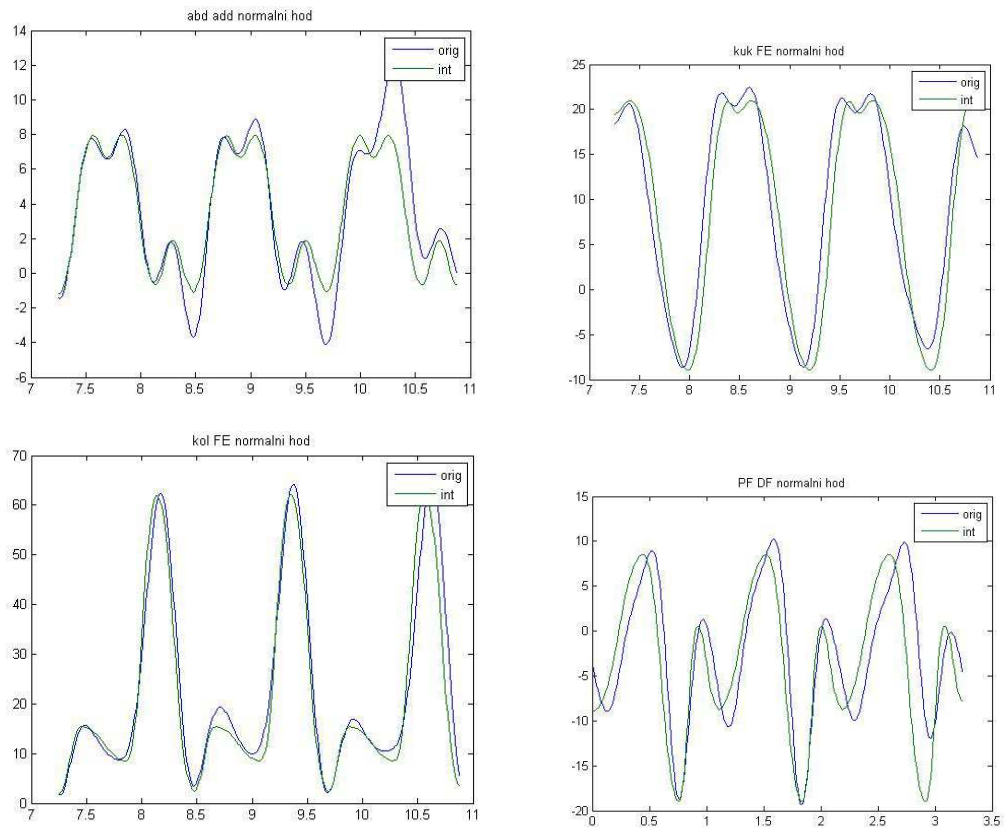
Slika 20. Prikaz odnosa prvih dveju GK za normalan hod (N) i hod na prstima (P) za sva 4 ispitanika

Na slikama ispod su prikazani signali sa goniometara, i to usrednjena za dva ženska ispitanika slične težine i visine, redom. Prikazani su uglovi u toku samo jednog koraka. Ovi signali su služili kao model za generisanje „veštačkih signala“.



Slika 21. Prikaz signala uglova jednog koraka dobijenih sa goniometara, i to: abd / ad kuka, fleks / ekst kuka, fleks / ekst kolena i plant / dorz fleks stopala za normalan hod i hod na prstima

Poređenje veštački generisanih i originalnih signala za normalan hod:



Slika 22. Poređenje veštački generisanih i originalnih signala za normalan hod

5. DISKUSIJA I ZAKLJUČAK

Sistem za merenje koji se bazira na inercijalnim senzorima je dobar izbor zbog niske cene, jednostavnosti upotrebe i lake održivosti. Ovakav način snimanja hoda zahteva jednostavnu pripremu i daje upotrebljive podatke u realnom vremenu.

Problem kod sistema sa senzorima na svim segmentima je složenost i velika količina informacija (36 signala sa obe noge, 18 sa jedne). Ovaj sistem se može unaprediti i dodatkom za merenje raspodele sile reakcije podloge [15]. Rešenje za veliku količinu podataka predstavlja redukcija primenom metode AGK. Ovo je logičan izbor, jer upravo omogućava redukciju dimenzija modela, a pritom zadržava početnu informaciju i dovoljna je za razlikovanje između vrsti hoda u slučajevima koje smo analizirali.

S obzirom na veliki broj početnih signala, njih je teško grafički predstaviti. AGK je moćan alat za analizu podataka upravo zbog grafičke vizualizacije. Smatra se da je primenom AGK moguće bolje okarakterisati specifične odlike različitih vrsta hoda.

Razvijen je metod za određivanje vrste hoda pomoću AGK.

Razvijen je jednostavan i praktičan metod za generisanje uglova samo na osnovu signala sa akcelerometra na stopalu.

Dalja istraživanja će biti bazirana na spajanju senzora za procenu sile reakcije podloge [15] koristeći više podataka sa akcelerometara, pa i žiroskopa. Tako će se i baza maski proširiti i biti bolje poklapanje oblika “veštačkih” signala uglova sa originalnim.

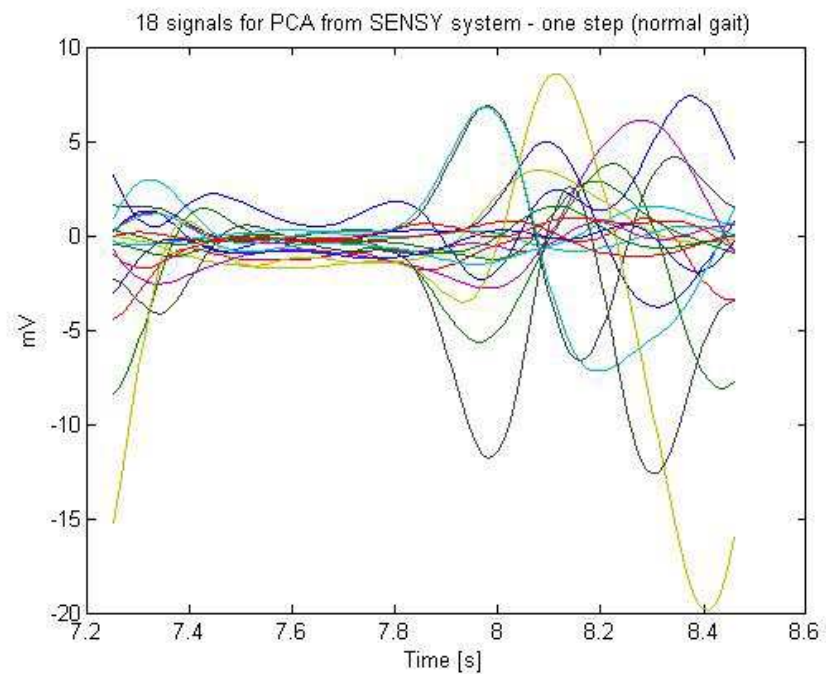
Takođe, sledeća faza predstavlja proširenje istraživanja na različite patološke obrasce hoda.

6. LITERATURA

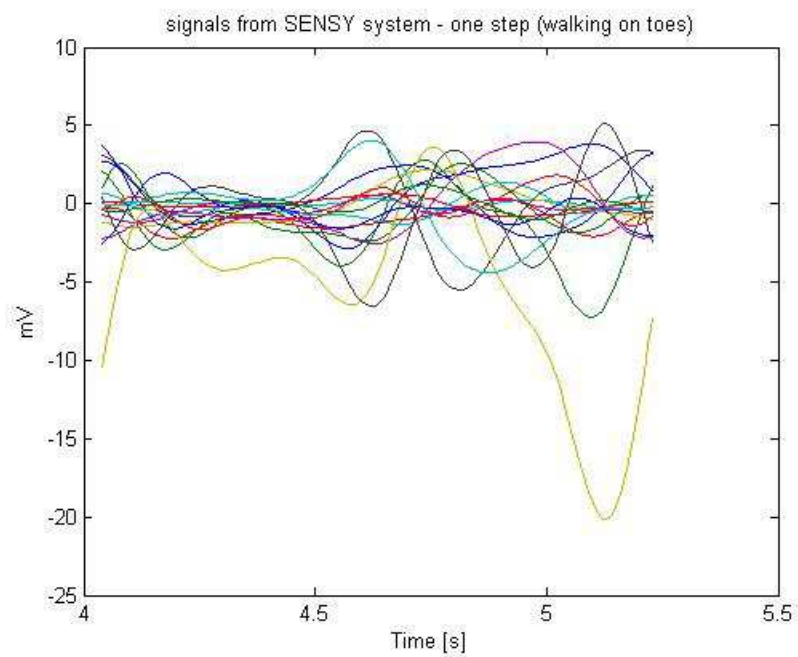
1. <http://www.diseasesdatabase.com/>
2. "Assessment of foot signature using wearable sensors for clinical gait analysis and real-time activity recognition", Benoit Mariani, these no. 5434 (2012), 31. august 2012 ; faculte des sciences et techniques de l'ingenieur ; laboratoire de mesure et d'analyse des mouvements ; programme doctoral en informatique, communications et information ; ecole polytechnique federeale de Lausanne, Suisse
3. <http://www.cerebralnaparaliza.rs/cerebralna-paraliza/148-cerebralna-paraliza-uvod>
4. <http://en.wikipedia.org/>
5. V. Kojić: „Razvoj sistema za merenje raspodele sile reakcije podloge koristeći MEMS piezorezistivne senzore”, master rad; Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu; jul 2013
6. <http://www.clinicalgaitanalysis.com/>
7. A. Bonomi, S. Salati: "Assessment of human ambulatory speed by measuring near-body air flow", *Sensors* 2010, 10, 8705-8718.
8. T. Pallejà, M. Teixidó, M. Tresanchez, J. Palacin: "Measuring gait using a ground laser range sensor", *Sensors* 2009, 9, 9133-9146.
9. M. Đurić-Jovičić, N. Jovičić, D. Popović: "Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers", *Sensors* 2011, 11, 10571-10585.
10. T. Hermann, O. Honerm, H. Ritter: "Acoumotion - an interactive sonification system for acoustic motion control", In *Gesture in Human-Computer Interaction and Simulation: 6th International Gesture Workshop*, pages 312-323, 2006.
11. "Joint angle tracking with inertial sensors"; Mahmoud Ahmed el-Gohary; Portland State University, doctoral dissertation, 2013.
12. <http://www.polhemus.com/scanning-digitizing/fastscan-cobra-ci/>
13. N. Fiseković, D. B. Popović: "New controller for functional electrical stimulation systems", *Med. Eng Phys.*, vol. 23, no. 6, pp. 391-399, July 2001
14. P. Rowe, C. Myles, S. Hillmann, and M. Hazlewood: "Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics", *Physiotherapy*, vol. 87, no. 9, pp. 479-488, Sept. 2001
15. "Synergy patterns of stroke subjects while walking: Implications for control of FES assistive devices", Ivana P. Milovanović, doctoral dissertation; Universtiy of Belgrade, School of Electrical Engineering; Belgrade 2013
16. "Inertial sensors signal processing methods for gait analysis of patients with impaired gait patterns", Milica D. Đurić-Jovičić; doctoral dissertation; Universtiy of Belgrade, School of Electrical Engineering; Belgrade 2012
17. E. Bachmann: „Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans into synthetic environments“, doctoral dissertation, Naval Postgraduate School, 2000
18. T. Molet, R. Boulic, D. Thalmann: "Human motion capture driven by orientation measurements", *Presence*, vol. 8, no. 2, pp. 187-203, 1999

19. R. Zhu, Z. Zhou: "A real - time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 295-302, 2004
20. D. Roetenberg, H. Luinge, P. Slycke: "Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors", *Xsens technologies*, version April 3, 2013
21. R. Takeda, S. Tadano, A. Natorigawa, M. Todoh, S. Yoshinari: "Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors", *J. Biomech*, 2009, 42, 2468-2494
22. M. Senesh, A. Wolf: "Motion estimation using point cluster method and Kalman filter", *Journal of Biomechanical Engineering*, may 2009, vol. 131 / 051008-1
23. H. Saito, T. Watanabe: "Kalman-filtering-based joint angle measurement with wireless wearable sensor system for simplified gait analysis", *IEICE Transactions on information and Systems*, vol. E94-D, no. 8, pp. 1716-1720, 2011
24. J. Goulermas et al.: "An instance based algorithm with auxiliary similarity information for the estimation of gait kinematics from wearable sensors", *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol. 19, no. 9, pp. 1574-1582, 2008
25. M. Petrović: "Karakterizacija hoda na osnovu inercijalnih senzora primenom metode glavnih komponenti"; diplomski rad; Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu; septembar 2013
26. A. Mansfield, G.M. Lyons: „The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking“, *Medical Engineering & Physics* 25 (2003) pp. 879–885; Biomedical Electronics Laboratory, Department of Electronic and Computer Engineering, University of Limerick, Limerick, Ireland
27. Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti: „Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion“, *J Physiol.* 2004 April 1; 556(Pt 1): pp 267–282
28. I. T. Jolliffe: „Principal Component Analysis-Second Edition“, Springer, 2002
29. <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
30. M. Petrović, D.B. Popović: "Heuristic estimation of joint angles during gait from data acquired by body-worn inertial sensors"; work has not been published; ETRAN 2014
31. T. Seel, J. Raisch, T. Schauer: "IMU-based joint angle measurement for gait analysis"; *Sensors* 2014, 14, 6891-6909; doi: 10.3390/s140406891

PRILOG

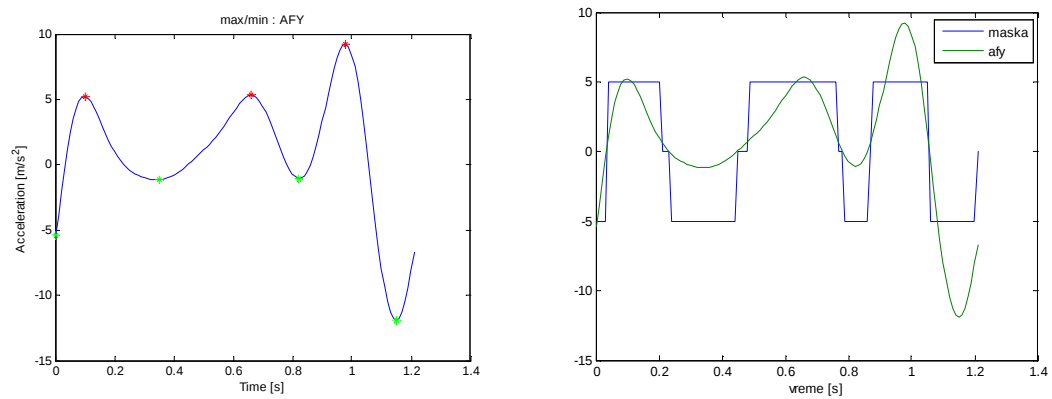


Slika 23. Signali sa inercijalnih senzora kao ulaz za AGK za normalan hod

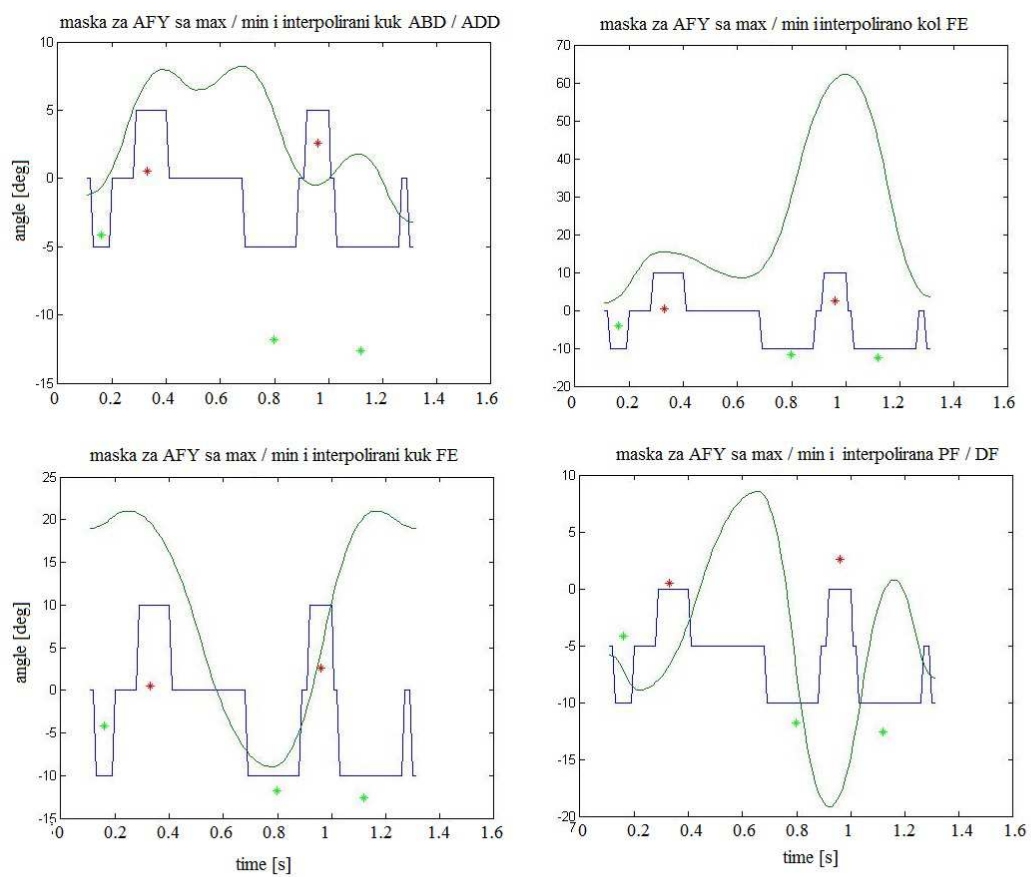


Slika 24. Signali sa inercijalnih senzora kao ulaz za AGK za hod na prstima

Primer signala ubrzanja sa stopala ispitanika (m, 87kg) i maska, jedan korak, hod na prstima:

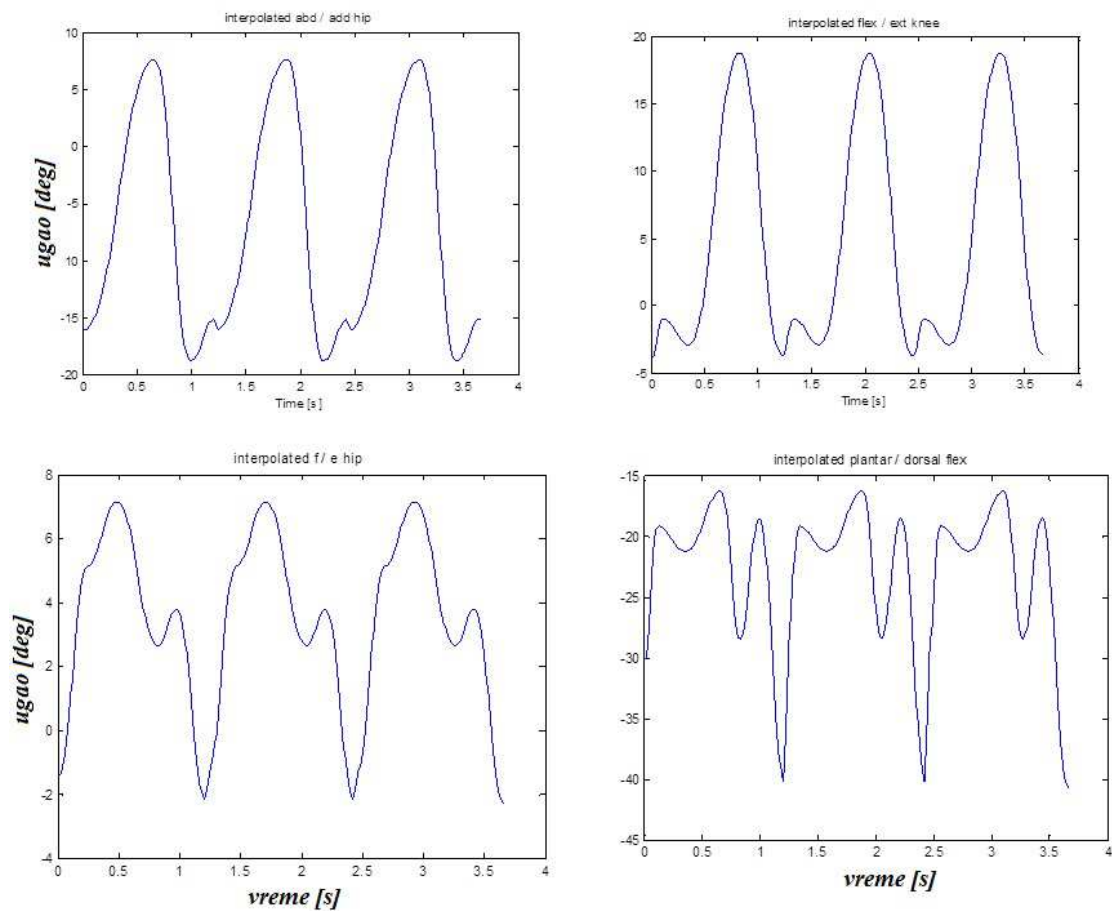


Slika 25. Primer signala ubrzanja sa stopala i maska, jedan korak, hod na prstima



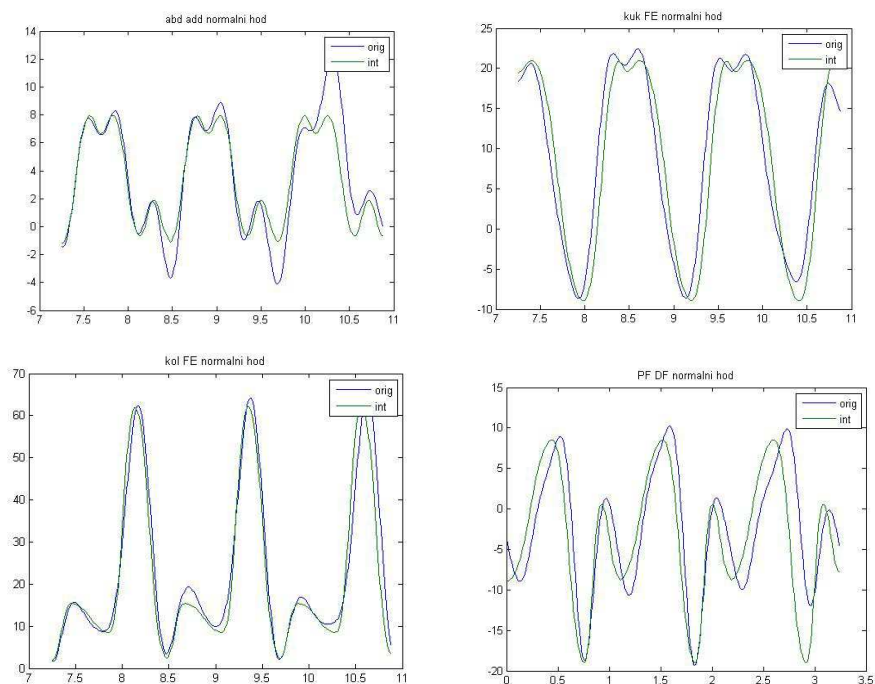
Slika 26. Maske i označeni ekstremi signala sa akcelerometra za jednog od ispitanika (ž, 55kg)

Veštački generisani uglovi za ispitanika (m, 87kg) na osnovu maske ubrzanja:

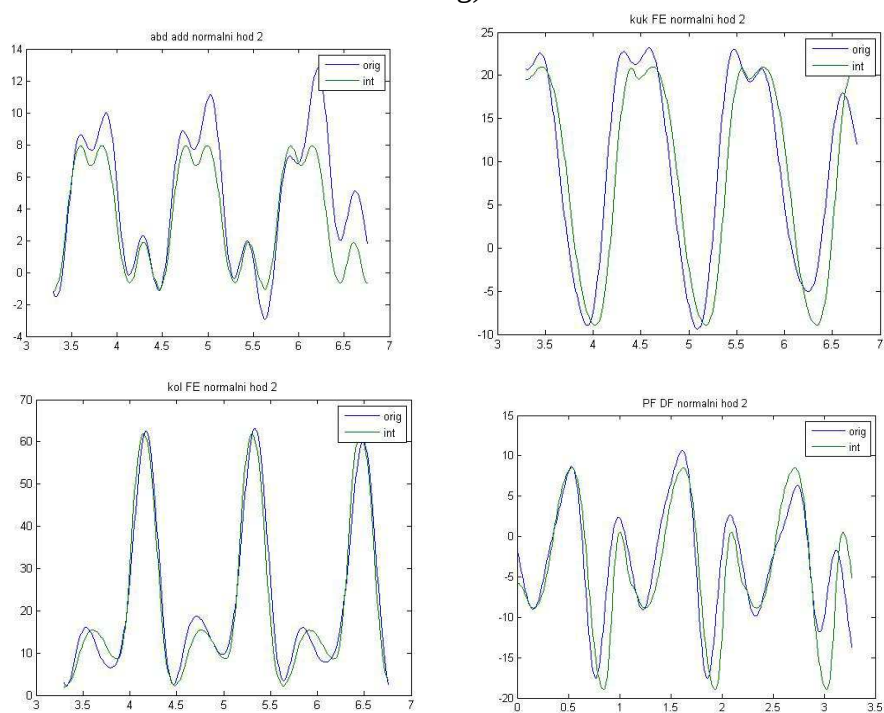


Slika 27. Veštački generisani uglovi za hod na prstima, redom: abdukcija / adukcija kuka, fleksija / ekstenzija kolena, fleksija / ekstenzija kuka, plantarna / dorzalna fleksija

Interpolirani signali više koraka u poređenju sa originalnim za normalni hod:

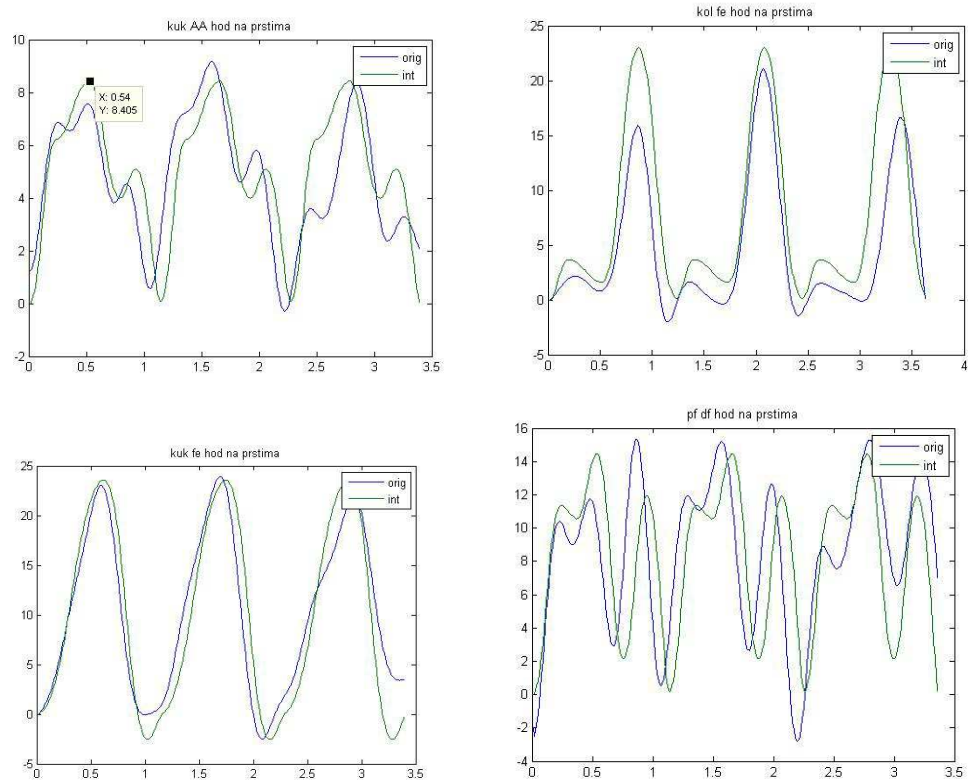


Slika 28. Poređenje signala sa goniometara i generisanih signala za ispitanika (ž, 57kg)



Slika 29. Poređenje signala sa goniometara i generisanih signala za ispitanika (ž, 60kg)

Interpolirani signali više koraka u poređenju sa originalnim za hod na prstima:



Slika 30. Poređenje signala sa goniometara i generisanih signala za ispitanika za hod na prstima (ž, 60kg)